

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний**

(назва факультету, інституту)

**Виробництва приладів**

(назва кафедри)

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ в.о. Шевченко В.В.

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2019р.

**Дипломний проект**

**на здобуття ступеня бакалавра**

**з напрямку підготовки 6.051003 «Приладобудування»**

**на тему: «Ультразвукове дослідження органів черевної порожнини»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи ПБ-351

**Коломієць Вікторія Сергіївна**

\_\_\_\_\_

Керівник:

**к.т.н, доцент**

**Стельмах Наталія Володимирівна**

\_\_\_\_\_

Рецензент:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цьому дипломному  
проекті немає запозичень з праць інших  
авторів без відповідних посилань.

Студент (-ка) \_\_\_\_\_

Київ – 2019 року

## ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЕКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проект	2	
2	A4	ДПБ ПБ-351.1702.000 ПЗ	Пояснювальна записка	68	
3	A1	ДПБ ПБ-351.1702.001 СК	Загальний вигляд ультразвукового приладу	1	
4	A1	ДПБ ПБ-351.1702.002 СХ	Структурна схема приладу	1	
5	A1	ДПБ ПБ-351.1702.003 СХ	Функціональна схема приладу	1	
6	A1	ДПБ ПБ-351.1702.004 СК	УЗ перетворювач	1	
7	A1	ДПБ ПБ-351.1702.005 СХ	Схема складального складу ультразвукового приладу	1	
8	A1	ДПБ ПБ-351.1702.006 СХ	Технологічна схема складання ультразвукового приладу	1	
9	A1	ДПБ ПБ-351.1702.007	Деталювання ультразвукового приладу	1	

				ДПБ ПБ-351.1702.000		
	ПІБ	Підп.	Дата	Відомість дипломного проекту	Лист	Листів
Розробн.	Коломієць В.С.				1	1
Керівн.	Стельмах Н.В.				КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. 1702 Гр. ПБ-351	
Консулт.						
Н/контр.						
Зав.каф.						

**Пояснювальна записка  
до дипломного проекту  
на тему: «Ультразвукове дослідження органів черевної  
порожнини»**

Київ – 2019 року

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

**Приладобудівний**

(назва факультету, інституту)

**Виробництва приладів**

(назва кафедри)

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Напрямок підготовки (програма професійного спрямування) –

**6.051003 «Приладобудування»**

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ в.о. Шевченко В.В.

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2019р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на дипломний проект студентці**  
**Коломієць Вікторії Сергіївні**

1. Тема проекту «Ультразвукове дослідження органів черевної порожнини», керівник проекту **Стельмах Наталія Володимирівна к.т.н, доц.**, затверджені наказом по університету від «27» травня 2019 р. № 1383-с
2. Термін подання студентом проекту **“10” червня 2019 р.**
3. Вихідні дані до проекту: технічні характеристики апарату – робоча частота – 5МГц; мінімальний розмір дефекту –  $S'=1\text{мм}^2$ ;  $C_{OK}=1500\text{ м/с}$ .
4. Зміст пояснювальної записки
  - а) конструкторський розділ: аналіз гепатобіліарної системи людини, аналіз видів ультразвукового сканування, обґрунтування елементної бази приладу; розробка структурної та функціональної схем, та принципу дії приладу; розрахунок геометричних розмірів ФАГ; розрахунок акустичного тракту та електроакустичного тракту
  - б) технологічний розділ: відпрацювання приладу на технологічність; розробка структурної та технологічної схеми складання приладу; розробка технології складання ультразвукового перетворювача
5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо)
  1. Креслення № 1 Загальний вигляд ультразвукового приладу СК (формат А1);
  2. Креслення № 2 Структурна схема приладу СХ (формат А1);
  3. Креслення № 3 Функціональна схема приладу СХ (формат А1);
  4. Креслення № 4 Загальний вигляд УЗ перетворювача СК (формат А1);
  5. Креслення № 5 Схема складального складу ультразвукового приладу СХ (формат А1) ;
  6. Креслення № 6 Технологічна схема складання ультразвукового приладу СХ (формат А1) ;
  7. Креслення № 7 Деталювання ультразвукового приладу (формат А1)
6. Консультанти розділів проекту\*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання 10 березня 2019 р.

\* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проекту.

## Календарний план

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Термін виконання етапів проекту	Примітка
	Огляд методів діагностики печінки	15.03.2019	
	Аналіз сучасних ультразвукових приладів	20.03.2019	
	Огляд апаратів за об'єктами інтелектуальної власності	25.03.2019	
	Вибір і обґрунтування вхідних параметрів УЗ датчика	01.04.2019	
	Розробка функціональної блок-схеми приладу	10.04.2019	
	Розрахунки основних параметрів УЗ датчика	15.04.201	
	Розрахунок технологічності конструкції апарату	20.04.2019	
	Розробка технологічного процесу складання приладу	25.04.2019	
	Креслення первинного перетворювача	30.04.2019	
	Креслення схем ССС та ТСС	10.05.2019	
	Креслення деталювання приладу	15.05.2019	
	Оформлення пояснювальної записки	01.06.2019	

Студент \_\_\_\_\_ Коломієць В.С.

Керівник проекту \_\_\_\_\_ Стельмах Н.В.

## Зміст

	Арк.
Анотація	5
Вступ	6
<b>Конструкторський розділ</b>	
1.1. Гепатобіліарна система людини	8
1.2. Печінка та її основні функції	12
1.3. Ультразвукова діагностика, як метод виявлення патологій внутрішньої системи людини	15
1.4. Аналіз видів ультразвукового сканування	19
1.5. Вибір і обґрунтування методу діагностики печінки	21
1.6. Розрахунок акустичного тракту	23
1.6.1. Розробка конструкції датчика	24
1.6.2. Вибір і обґрунтування робочої частоти	24
1.6.3. Розрахунок геометричних розмірів ФАГ	25
1.6.4. Розрахунок акустичного тракту	27
1.6.5. Розрахунок демпфера	33
1.6.6. Розрахунок затримок для сканування	33
1.7. Розрахунок електроакустичного тракту	35
1.8. Розробка та опис структурних та функціональних складових системи	36
1.9. Розробка та опис функціональної схеми	39
1.10. Розробка алгоритму роботи приладу	42
1.11. Огляд методики процедури діагностики печінки	43
<b>II Технологічний розділ</b>	
2.1. Аналіз технологічності приладу	46
2.1.1. Основні критерії технологічності	47
2.1.2. Відносні показники	48
2.2. Розробка технологічного процесу складання	50
2.2.1. Схема складального складу	50
2.2.2. Технологічна схема складання	51

	7
2.3. Розробка технологічного процесу складання ультразвукового датчика	52
2.4. Аналіз точності складання	53
2.4. Розрахунок показників надійності роботи системи	56
2.5. Оцінка вірогідності контролю	63
Висновки	66
Література	67
Додатки	68

## Анотація

В даному дипломному проекті бакалавра розглянуто УЗ- прилад, що функціонує на базі фазової антенної ґратки. В проекті розглянуто існуючі методи дослідження печінки людини, методи акустичного контролю, описано задачі та проблеми неруйнівного контролю та виявлення патологій печінки. Запропонована методика дослідження, яка дозволяє легко та зручно проводити процедуру діагностики та отримати високу точність та надійність результатів. Проведено глибокий аналіз різних методів, що використовуються для інтроскопії і обрано найбільш ефективний з точки зору функціональності, і який задовольняє поставленим цілям та вимогам. Застосування фазової акустичної ґратки (ФАГ) дозволяє значно зекономити час та інформативність контролю; до того ж УЗ коливання не мають шкідливого впливу на пацієнта.

Виконано розрахунок параметрів ультразвукового перетворювача. Розроблено конструкцію та технологію виготовлення перетворювача і системи в цілому. Розроблено променеву картинку. Проведений розрахунок і графічне відображення акустичного тракту для різних глибин. Розраховано електроакустичний тракт. Розроблено структурну та функціональну схему приладу. Спроектовано технологічний процес складання приладу. Приділено увагу питанням надійності системи.



## Вступ

Зростання захворюваності населення новоутвореннями печінки, що відзначається в останні роки, пов'язаний з погіршенням екологічної обстановки і збільшенням числа пацієнтів з вірусними гепатитами В і С, широким використанням оральних контрацептивів. З іншого боку, в зв'язку з широким впровадженням і загальнодоступністю таких методів неінвазивної діагностики, як ультразвукове дослідження (УЗД) і комп'ютерна томографія (КТ) збільшилася виявлення у пацієнтів вогневищ захворювань печінки. Роздільна здатність сучасних УЗ апаратів дозволяє виявити утворення діаметром 3-4 мм. Розробляються диференційно-діагностичні критерії, оптимізується хірургічна тактика при вогнивищах ураженнях печінки.

Осередкові утворення печінки - це велика група різних по етіології і перебігу захворювань, що об'єднує ознакою яких являється справжнє заміщення функціонуючої печінкової паренхіми одиничними або множинними патологічними утвореннями. Виділяють наступні основні групи вогнищевих уражень печінки: абсцеси (піогенні, паразитарні); кісти (непаразитарні, паразитарні); пухлини (доброякісні, злоякісні).

Сучасна техніка ультразвукового дослідження (УЗІ) дозволяє з високою діагностичною точністю оцінити форму, розміри і розташування органів черевної порожнини (печінки, жовчного міхура, підшлункової залози, селезінки та ін.), виявити осередкові утворення в них (рак печінки, підшлункової залози, метастази пухлин, абсцеси, кісти, гематоми, аденоми і т. д.), оцінити щільність і структуру паренхіми печінки і підшлункової залози при їх дифузній поразці, діагностувати навіть малі кількості (100-200 мл) вільної рідини в черевній порожнині, виявити конкременти в жовчовивідних шляхах, відобразити зміни великих судин, жовчних протоків і тому подібне.

Останніми роками ультразвукове дослідження широко застосовується у лікарнях як метод, що допомагає вибрати оптимальний шлях для проведення біопсії пункції печінки, дренирування черевної порожнини і виконання інших маніпуляцій.

# КОНСТРУКТОРСЬКИЙ

## РОЗДІЛ

## 1.1. Гепатобіліарна система людини

### Печінка – життєвоважливий орган людського організму

Печінка є найбільшою залозою, має неправильну форму, маса її у дорослої людини у середньому рівня 1500 г. Печінка має червоно – бурий колір, м'яку консистенцію. Печінка розташована у правому верхньому квадранті (частині) живота, її нижній край у нормі знаходиться приблизно на рівні останнього ребра (зправа) та прикріплена до діафрагми і передньої черевної стінки (стінки живота) спеціальними зв'язками [1].

Печінка – важка розгалужена трубчата залоза.

Печінка має не правильну форму: верхню випуклу частину та нижню ввігнуту рис.1.1.

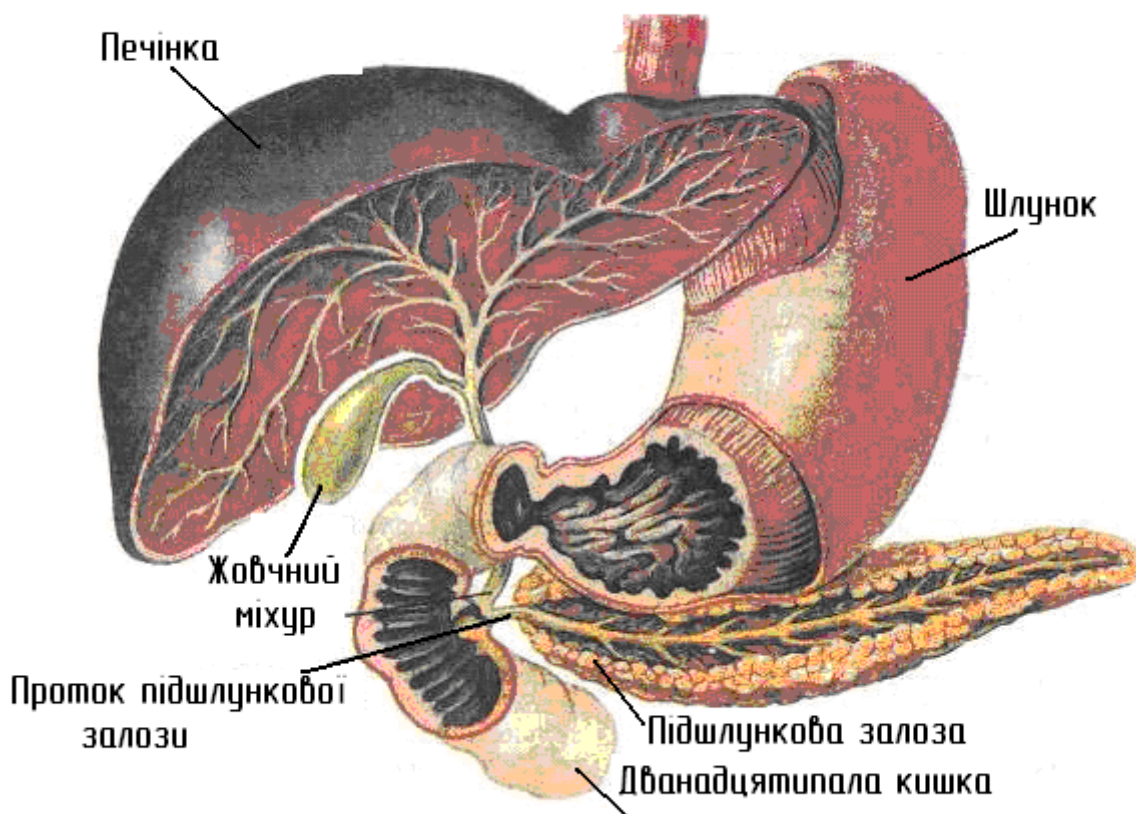


Рис. 1.1. Печінка (hepar), дванадцятиперстна кишка (duodenum), підшлункова заоза (pancreas)

Печінка оточена з усіх сторін червиною, за виключенням невеликих ділянок: місця прикріплення зв'язок та прилягання жовчного міхура. Найбільше місце, не вкрите червиною, знаходиться на задній частині діафрагмальної поверхні та має назву позачеревним полем. Верхня частина печінки називається діафрагмальною, нижня — вісцелярною.

Діафрагмальна поверхня печінки подібна формою куполу діафрагми. До цієї поверхні від діафрагми і передньої черевної стінки йде підтримуюча (серповидна) зв'язка печінки. Ця зв'язка ділить поверхню печінки на дві частини: праву (велику) і ліву (меншу), а ззаду з'єднується з вінцевою зв'язкою, яка є дуплікатором черевини. Вінцева зв'язка має правий і лівий краї, створюючи праву і ліву трикутні зв'язки. На верхній частині печінки є невелике втиснення, називається серцевим. Воно утворюється в результаті тиску серця через діафрагму на печінку.

На вісцелярній поверхні печінки розташовуються три борозни, що ділять її на чотири частини. Середня ділянка між правою і лівою сагітальними борознами ділиться поперечною борозною на дві ділянки. Передня називається квадратною, задня — хвостатою долями. Ліва сагітальна борозна розташовується на рівні серповидної зв'язки і відокремлює ліву частку печінки від правої. На своєму продовженні вона має дві щілини: у передній частині — для круглої, в задній — для венозної зв'язок. Кругла зв'язка печінки є зарослою пупковою веною. Венозна зв'язка є зарослою венозною протокою. Пупкова вена і венозна протока — важливі функціонуючі судини у плода, що закриваються в перші дні після народження. Права сагітальна борозна ширша, ніж ліва. У своєму передньому відділі вона утворює ямку для жовчного міхура (там розташовується жовчний міхур), в задній частині — борозну нижньої порожнистої вени, де проходить однойменна судина. Права і ліва сагітальні борозни з'єднуються ворітьми печінки, які представлені глибокою поперечною борозною. У ворота печінки входять: ворітна вена, нерви, печінкова артерія, а з воріт виходять лімфатичні судини і загальна печінкова протока. На вісцелярній поверхні печінки є чотири основних втиснення: ниркове, наднирково-залозне, ободово-кишкове і дванадцятипало-кишкове.

Квадратна частка печінки має невелике поглиблення, утворене дванадцятипалою кишкою. Квадратна частка має наступні межі: спереду — нижній край печінки, ззаду — поперечну борозну, справа — ямку жовчного міхура, зліва — щілина круглої зв'язки.

Хвостата частка печінки на своїй передній поверхні утворює сосочковий, справа — хвостатий відростки. Межі хвостатої частки печінки представлені наступними утвореннями: спереду розташовані ворота печінки, ззаду — діафрагмальна поверхня печінки, справа — борозна порожнистої вени, зліва — щілина венозної зв'язки.

Ліва доля печінки має на вісцелярній поверхні невелике піднесення — сальниковий горб, звернений до малого сальника. На задньому краю є стравохідне втиснення, лівіше за яким є шлункове втиснення.

### **Будова печінки**

Зовні печінка покрита серозною оболонкою, яка лежить на підсерозній основі. Під нею лежить фіброзна оболонка. В середині печінки є сполучнотканинний каркас, в осередках якого розташовуються структурно-функціональні одиниці печінки — печінкові часточки. Печінкові часточки складаються з гепатоцитів (печінкових кліток). В центрі часточки проходить центральна вена, по периферії часточки проходять міжчасточкові артерії і вени, з яких починаються міжчасточкові капіляри, які переходять в синусоїдальні судини. У синусоїдальних судинах відбувається змішування венозної і артеріальної крові. Синусоїдальні судини впадають в центральну вену. Центральні вени печінкових часточок потрапляють у збірні вени, які потрапляють у печінкові вени. Між гепатоцитами проходять жовчні каналця, що впадають в жовчні протоки, які з'єднуються в міжчасточкові жовчні протоки.



## 1.2. Внутрішня будова печінки

По розташуванню кровоносних судин в паренхімі печінки в цьому органі виділяють дві частки, п'ять секторів і вісім сегментів, причому в лівій частці — три сектори і чотири сегменти, в правій — два сектори і теж чотири сегменти. Сектор — це ділянка печінки, в яку входять гілка ворітної вени другого порядку і печінкова артерія, нерви, з нього виходить секторальний жовчний протік [1].

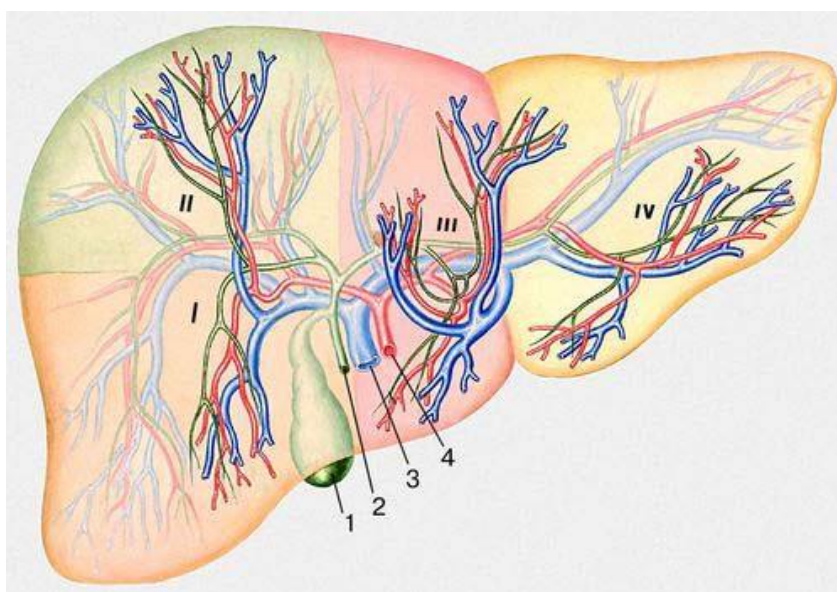


Рис. 1.3. Розподіл печінки на сектори та система кровообігу

1 - жовчний міхур, 2 – жовчний протік, 3 – ворітна вена (печінки), 4 – печінкова аретрія.

Як і інші органи печінка має «приточну» систему кровообігу, через яку кров надходить в неї та «відточну», через яку кров, вже з результатами діяльності печінки, виходить з неї.

«Приточна» система кровообігу печінки ніби двійна (у порівнянні з іншими органами, які мають кровозабезпечення від одної великої судини). З однієї сторони вона кровозабезпечується судинами, які ідуть від шлунково-кишкового тракту і, таким чином, така кров багата поживними речовинами. Ця кров збирає у потральну вену, яка безпосередньо підходить до печінки і приносить – 75% усієї циркульованої у ній крові. З іншої сторони у печінку надходить багата киснем кров через печінкову артерію. Портальна вена та печінкова артерія входять у печінку у спеціальному місці, яке називається печінковими воротами та далі відгалуджується на ще менші судини вже безпосередньо у ній.

«Відточна» система представлена двома портальними венами (лівою та правою), які зливаються в одну велику (нижню кавальну) вену. Крім кровоносних судин, які проходять у фіброзних огорожах всередині печінки та капсулі Глісона (поверхня печінки), там же розташовані судини лімфатичної системи, по яким відбувається ток лімфи.

## 1.2. Основні функції печінки

Основна функція печінки – це перетворення усього, що поглинуто нами через стравохід, дихальну систему та шкіру в життєво необхідні для організму речовини, а також очистка від токсичних речовин, котрі надходять або нагромаджуються в організмі.

Печінка - є найбільш важливим резервуаром крові, де проходить утворення та накопичення еритроцитів. Вона виробляє речовини з антигістамінними діями для підтримки імунної системи організму на необхідному рівні. Без печінки не можливі процеси травлення та

трансформація їжі в енергію та живі клітини. Печінка – це найважливіший орган, який приймає участь у білковому, жировому та вуглеводному обміні речовин(мал.1.1).

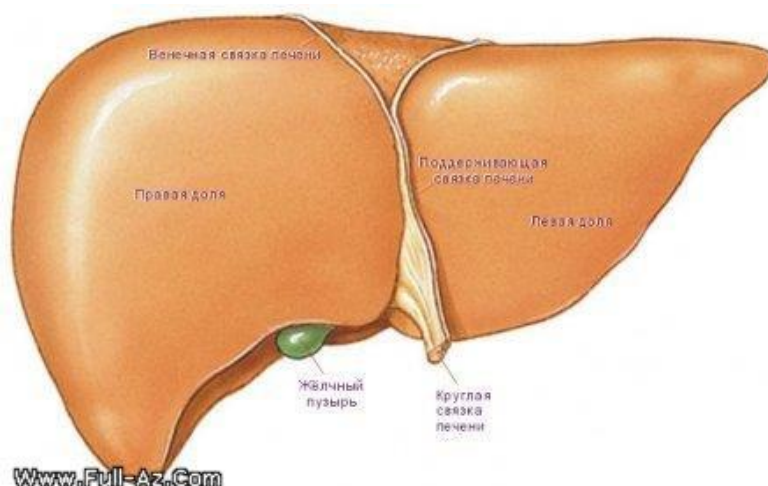


Рис. 1.4. Будова печінки

Печінка виробляє та виділяє жовч – субстанцію, яка забезпечує нормальну асиміляцію поживних речовин, а також приймає участь у виведенні токсинів із травної системи. Прямо з кишечника кров потрапляє у печінку, тому токсичні речовини харчового походження можуть бути нейтралізовані ще до їх розповсюдження по всьому організму. Кров повертається назад у печінку багато разів, проводячи токсини через лімфатичну систему, доки вони не виведуться з допомогою жовчі або через нирки.

Печінка являється одним з найважливіших органів, який приймає участь у більш ніж 500 біохімічних реакціях, печінка допомагає організму у забезпеченні наступних процесів:

- Вуглеводний обмін. Печінка грає значну роль у забезпеченні нормального рівня цукру у крові.



- Жировий обмін. В печінці відбувається розщеплення жирних кислот (бета окислення), синтез поліпротеїнів, холестерину. Через печінку ліпіди виводяться з організму.
- Білковий обмін. В печінці проходить розщеплення білків, у результаті чого організм отримує необхідну енергію.
- Детоксикація. Печінка – це основний орган, який бере участь у всіх детоксикаціях організму, вона допомагає балансу гормонів, наприклад, нормалізую рівень естрогенів, очищує організм від надлишкового накопичення ліків, шкідливих речовин, виводячи їх з організму.
- Накопичення вітамінів. Печінка приймає участь в абсорбції та накопиченні жиророзчинних вітамінів (А, D, Е, F, К), а також в депонуванні мінеральних речовин, наприклад, заліза та міді.
  - Активізує вітамін D.
  - Кров. Печінка фільтрує та депонує кров.
  - Печінка виробляє жовч, котра накопичується в жовчному міхурі. Жовч необхідна для процесів травлення та розщеплення ліпідів.
- Проводить згортання крові, а також антикоагулянти, наприклад, гепарин.
- Імунна система. Печінка допомагає повноцінній роботі імунної системи організму.

У наших умовах життя, з порушеною екологією, ми дуже часто зустрічаємося з багатьма токсинами, які містяться у воді, повітрі та в продуктах харчування. Частіше ми самі отруюємо печінку фармакологічними препаратами, високими дозами алкоголю, надмірним вживанням жирів.

### **1.3. Ультразвукова діагностика, як метод виявлення патологій внутрішньої системи людини**

Ультразвукові хвилі - це пружні коливання середовища з частотою, що лежить вище діапазону чутних людиною звуків - вище 20 кГц. Верхньою межею ультразвукових частот можна вважати 1 - 10 ГГц. Ця межа визначається міжмолекулярними відстанями і тому залежить від агрегатного стану речовини, в якому поширюються ультразвукові хвилі. Вони мають високу проникаючу здатність і проходять через тканини організму, що не пропускають видимого світла. Ультразвукові хвилі відносяться до числа неіонізуючих випромінювань і в діапазоні, що застосовується в діагностиці, не викликають суттєвих біологічних ефектів. За середньої інтенсивності енергія їх не перевищує при використанні коротких імпульсів 0,01 Вт / см<sup>2</sup>. Тому протипоказань до дослідження немає. Сама процедура ультразвукової діагностики нетривала, безболісна, може багаторазово повторюватися. Таким чином, ультразвуковий метод - це спосіб дистантного визначення положення, форми, величини, структури і рухів органів і тканин, а також патологічних вогнищ за допомогою ультразвукового випромінювання. Він забезпечує реєстрацію навіть незначних змін щільності біологічних середовищ [2].

Отже, ультразвукова діагностика є сучасним, оптимальним, надійним і безболісним методом обстеження внутрішньої системи людини, особливо на етапі відсутності гострих клінічних проявів хвороби.

Сучасна техніка ультразвукового дослідження (УЗІ) дозволяє з високою діагностичною точністю оцінити форму, розміри і розташування органів черевної порожнини (печінки, жовчного міхура, підшлункової залози, селезінки та ін.), виявити осередкові утворення в них (рак печінки, підшлункової залози, метастази пухлин, абсцеси, кісти, гематоми, аденоми і т. д.), оцінити щільність і структуру паренхіми печінки і підшлункової залози при їх дифузній поразці, діагностувати навіть малі кількості (100-200 мл) вільної рідини в черевній порожнині, виявити конкременти в жовчовивідних шляхах, відобразити зміни великих судин, жовчних протоків і тому подібне.

Останніми роками ультразвукове дослідження широко застосовується у лікарнях як метод, що допомагає вибрати оптимальний шлях для проведення біопсії пункції печінки, дренування черевної порожнини і виконання інших маніпуляцій.

Для дослідження гепатобіліарної системи використовуються ультразвукові апарати з високою роздільною здатністю, що дозволяють отримати двомірне зображення (В-метод розгортки), що працюють у режимі реального часу. Оптимальними для дослідження є датчики із частотою 3,5 МГц та 5 МГц.

За допомогою УЗІ можна виявити такі хвороби печінки, як:

- **гострі та хронічні гепатити**

*Гострий гепатит* – проявляється як гострий некроз та запалення печінки, викликане вірусом А, В, С чи іншими. В залежності від активності розрізняють: гостре циклічне, довготривалої дії (продовжується від 3 до 12 місяців); персистуюче (тривалість гострої фази від декількох місяців до 1 року); рецидивуюче (повторне підсилення активності вірусу у різні строки після одужання під впливом різних факторів); хронічний перебіг.

Спостерігається при ураженні вірусом простого герпесу, ентеровірусом, цитомегаловірусом людини, бактеріями (грам позитивними кокками, грам від'ємними бактеріями), які викликають гранулематозні гепатити; при туберкульозі, малярії, токсоплазмозі, хворобі легіонерів та інш.

*Хронічний гепатит* – поліетилогічне дифузне запальне захворювання печінки, яке триває без покращень не менш ніж 6 місяців.

При гострих і хронічних гепатитах ехографічна картина вельми не специфічна. Зазвичай визначається збільшення печінки за рахунок однієї, або обох часток, заокруглення її країв. Ехоструктура часто нормальна, слабоехогенна. Лише при тривалому перебізі захворювання *ехоструктура печінки стає «строкатою»* і спостерігається чергування ділянок із слабкою і високою ехогенністю. В деяких випадках, зокрема, при розвитку портальної гіпертензії, можна виявити збільшення *селезінки і розширення селезінкової і портальної вени.*

- **Жирова дистрофія печінки** (жировий гепатоз).

Це самостійне захворювання або синдром, обумовлений жировою дистрофією печінкових клітин. Характеризується патологічним накопиченням нейтральних жирів у цитоплазмі гепатоцитів (у вигляді крапель).

Розрізняють наступні форми жирового гепатозу:

- **локальна** – представлена у вигляді окремих великих полів жирової інфільтрації із зберіганням великих ділянок нормальної печінки;
- **осередкована** – представлена у вигляді одиничних осередків жирової інфільтрації (в основному у центральних відділах та лівій долі печінки);
- **мікроезичулярний стеатоз** – виникає при гострій жировій дистрофії печінки у вагітних, синдром Рея та являється тяжким ураженням печінки.

Основною ехографічною ознакою жирової дистрофії печінки є посилення ехоструктури печінки у вигляді рівномірного збільшення кількості і розмірів ехосигналів. Це пов'язано із відкладенням жиру у печінкових долях, відстань між якими і їх розміри збільшуються настільки, що ультразвукові хвилі відбиваються від них.

До важливих, але менш специфічних ознак належать збільшення розмірів печінки, збільшення нижнього кута лівої частки більш ніж на 45°, розмита чіткість контурів печінки і неможливість виявлення воротної вени.

- **Цироз печінки**

Дифузний процес, що характеризується фіброзом і перебудовою нормальної архітектоніки печінки, котра веде до утворення структурно аномальних вузлів. Найважливішою ознакою, котра відрізняє цироз печінки від хронічного гепатиту, є вузлова трансформація печінки. Вузли циротичної печінки не мають нормальної долькової структури і оточені фіброзною тканиною. Вони можуть містити аномально розташовані портальні тракти і еферентні вени і не є істинно регенеративними, тому що відновлення нормальної паренхіми печінки не відбувається.

Цироз печінки є поліетіологічним захворюванням: визнається роль

вірусного гепатиту (В, С, Д), алкоголю, генетично обумовлених порушень обміну речовин (недостатність альфа - 1 - антитрипсину, галактоземія, гемохроматоз, гепаторетикулярна дегенерація, глікогеноз), застійної серцевої недостатності, захворювань жовчних шляхів, токсичність деяких медикаментів [4].

Патогенез цирозу печінки характеризується наявністю механізму самопрогресування. Початковим моментом патологічного процесу є некроз гепатоцитів, який стимулює регенерацію клітин печінки у вигляді концентричного збільшення збереженої ділянки паренхіми, що веде до утворення псевдодольок. Крім того, некроз гепатоцитів є однією з основних причин запальної реакції, котра сприяє перичелюлярному фіброзові і стисканню сполучною тканиною венозних судин. Порушення гемодинаміки, в свою чергу, веде до нових некрозів і процес набуває характеру ланцюгової реакції, в якій дія первинного етіологічного фактору вже не має значення[6,7].

#### **Прямі і непрямі ехографічні ознаки цирозу печінки.**

<b>Прямі ознаки</b>	<b>Непрямі ознаки</b>
Зміна розмірів печінки	Збільшення селезінки
Зміна ехоструктури	Асцит
Нерівність контурів печінки	Розширення ворітної і селезінкової вен
Заокруглення нижнього краю	
Зниження еластичності і звукопровідності	

В більшості випадків розміри печінки збільшені, нерідко переважно за рахунок лівої долі печінки. У кінцевій стадії захворювання при переважанні атрофічних процесів розміри органу зменшуються.

Характерне значне заокруглення нижнього краю печінки і нерівність її контурів. Ехоструктура печінки істотно посилюється при появі частіших і крупних ехосигналів, що пов'язане із значною перебудовою архітекtonіки печінки, характерної для цирозу. При атрофічній стадії кількість і розмір ехосигналів знижується. Нарешті, важливими ознаками цирозу є зниження еластичності і звукопровідності печінки.

#### **1.4. Аналіз видів ультразвукового сканування**

В залежності від закону зміни просторового напрямку ультразвукового променя, розрізняють кілька видів сканування.

При **лінійному** скануванні кутовий напрямок ультразвукового променя не змінюється, і джерело ультразвукового зондування лінійно переміщується вздовж однієї з декартових координат. У цьому випадку межі області в ультразвуковому огляді визначаються глибиною проникнення ультразвукової енергії і довжиною шляху зсуву. Перевага цього виду сканування полягає в тому, що ехо-зображення формується з рівномірною щільністю ультразвукових рядків у растрі, в результаті чого, частота дискретизації на скануючому перетині досліджуваного середовища постійна [3].

До недоліків такого виду сканування варто віднести труднощі реалізації великого шляху сканування (особливо в медицині) через складність забезпечення акустичного контакту між джерелом ультразвукового зондування і об'єктом з довільною формою зондування.

Як правило лінійне сканування застосовують для досліджень щитовидної залози і гіланд, черевної порожнини, післяопераційних обстежень, акушерських обстежень.

При **секторному** скануванні змінюється кутовий напрямок ультразвукового променя щодо його осі. Звичайно секторне сканування виконується в межах кута  $\pm 45^\circ$ . У цьому випадку межі області ультразвукового огляду мінімальні на початку сектора, тоді як із збільшенням глибини проникнення ультразвуку збільшуються. Однак в міру розширення

меж області огляду щільність ультразвукових рядків у растрі ехо-зображення зменшується. Цей вид сканування особливо зручний при дослідженні важкодоступних об'єктів, наприклад при формуванні ехо-зображення серця крізь міжреберний простір, при внутрішньопорожнинних дослідженнях органів і в інших областях медицини. А секторне сканування застосовують для дослідження очей, голови новонародженої дитини, серця, гінекологічних обстежень [2].

При **дуговому** скануванні ультразвуковий промінь переміщується в площині сканування по дузі кулі. Найчастіше цей метод застосовують при скануванні об'єктів, поверхня яких близька до дуги кулі (черевна порожнина).

### **Структура ФАР**

Ультразвукова фазова решітка – напрямок випромінювання і (або) форма відповідної діаграми спрямованості якої регулюються зміною амплітудно-фазового розподілу струмів або полів збудження на випромінюючих елементах [2].

Для ультразвукової хірургії та терапії використовуються два різновиди решіток: екстракорпоральних, що встановлюються поза тілом пацієнта, і решітки, що вводяться всередину організму. Перші з них не мають обмежень на розміри (відомі напівсферичні решітки для хірургії діаметром 30 см), і тому можуть бути виконані двовимірними. Грати другого різновиду при значній акустичної потужності повинні мати по можливості мінімальні поперечні розміри (бажано не більше 20-25 мм), і тому виконуються лінійними.

До складу фазованої матриці входить декілька десятків первинних п'єзоелементів, розташованих еквідистантно в одній площині з кроком меншим довжини робочої УЗ-хвилі. Окремий електроакустичний перетворювач чи елемент УЗ-антенних решіток складається з:

- електроакустичного активного елемента, що перетворює електричні коливання в акустичні і навпаки;

- перехідних шарів, через які здійснюється акустичний контакт із досліджуваним об'єктом, і акустичного демпфера, досліджуваного з метою розширення смуги пропускання перетворювача.

Між електроакустичним активним елементом і демпфером, іноді також є перехідні шари. У реальних конструкціях найчастіше використовується один перехідний шар, між електроакустичним активним елементом і досліджуваним об'єктом, а демпфер безпосередньо контактує з іншою поверхнею цього елемента.

### 1.5. Вибір і обґрунтування методу діагностики печінки

Для отримання зображення печінки і оцінки її функціональної активності використовуються УЗД, КТ, сцинтиграфія, ангіографія, при необхідності – лапароскопія і біопсія пункції під контролем КТ і УЗД [5].

**УЗД** - дає досить чіткі уявлення про анатомо-топографічне положення, розміри печінки, а також про кровоносну систему, жовчний міхур і жовчні протоки.

**КТ** - окрім вказаних параметрів, дозволяє оцінити стан паренхіми, її щільність і однорідність, форму і точні межі цілого органу, його доль, порталльної системи печінки.

**Сцинтиграфія** - особливо емісійна однофотонна томографія, окрім анатомо - топографічного зображення печінки, дають підставу судити про її функціональний стан (секреторний – екскреторні функції печінкового кровотоку).

Останнім часом велике значення в діагностиці пухлинного ураження печінки має ультразвукове сканування печінки (УЗД). При своїй широкій доступності вона дозволяє детально оглянути структуру печінки, із великим ступенем вірогідності виявити вузлові утворення в ній, диференціювати їх доброякісний і злоякісний характер. Під контролем ультразвукового сканування можлива прицільна черезшкірна пункція печінки, що дозволяє



отримати точний морфологічний діагноз і відрізнити рак печінки від деяких подібних по симптомах захворювань.

У суперечливих випадках застосовуються комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-ядерний резонанс (ЯМР, МРТ).

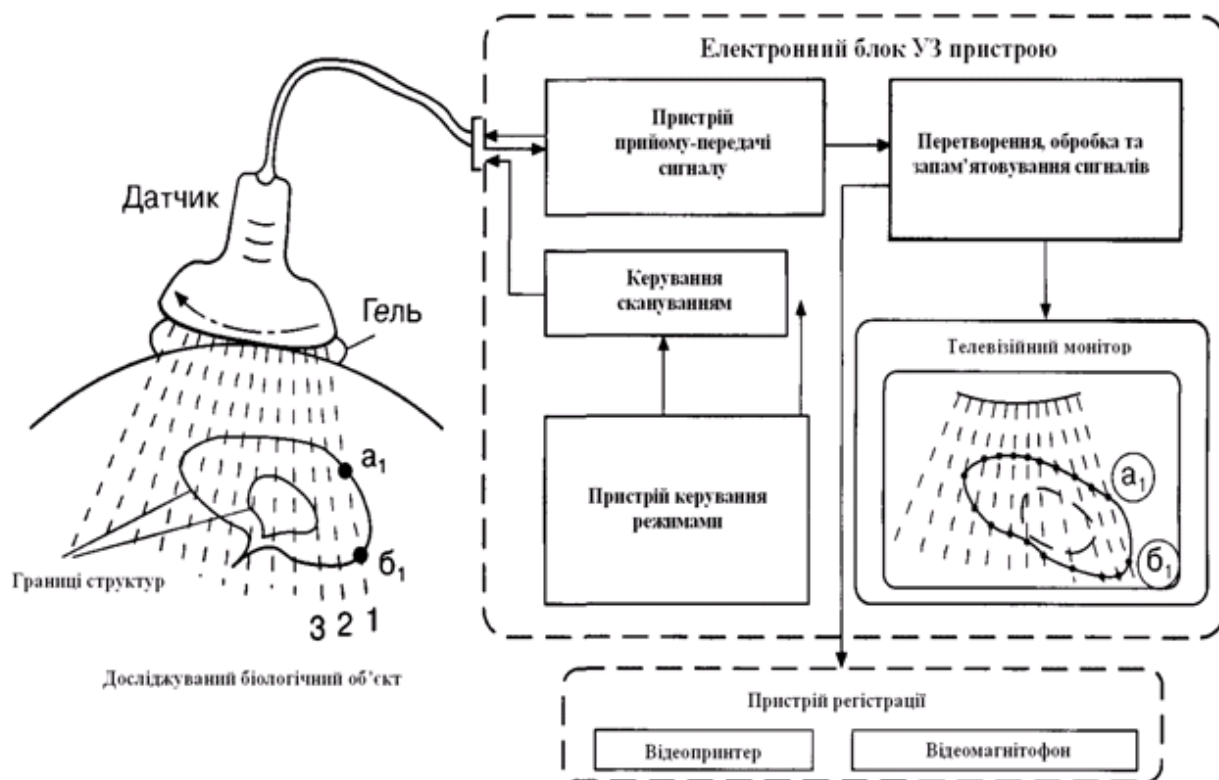


Рис. 1.5. Структурна схема отримання двовірного зображення в УЗ пристрої

На початку сканування пристрій керування - скануванням забезпечує установку променя в положення 1. Пристрій передачі - прийому сигналів формує короткий електричний імпульс, який поступає на давач. У давачі електричний імпульс перетворюється в зондуючий акустичний імпульс, який випромінюється у напрямленні осі променя. Зондуючий імпульс починає рухатись всередину біологічного об'єкта, розповсюджуючись зі швидкістю звука у воді ( $C=1500$  м/с). По мірі руху в межах променя зондуючий імпульс швидко зменшується по потужності, і тільки в межах його рівень достатньо великий.

Відразу після закінчення випромінювання зондуючого імпульса, давач разом з пристроєм передачі-прийому переходить з режиму передачі в режим прийому сигналів. Промінь на випромінювання (передачу) і прийом співпадають по напрямленню і близькі по виду, але взагалі не обов'язково однакові по формі, що певним чином впливає на акустичне зображення.

Якщо на шляху зондуючого імпульсу, який продовжує свій шлях у межах передаючого променя, зустрічаються акустичні неоднорідності, частина потужності зондуючого імпульсу у вигляді ехо-імпульсу відбивається у різних напрямленнях, в тому числі і на давач. Враховуючи те, що зондуючий імпульс розповсюджується не тільки в межах передаючого променя, а і за його межами, характеристики прийнятого променя дуже важливі для отримання якісного акустичного зображення. Якщо приймач променя такої ж ширини, як і передаючий, то це дозволяє практично виключити приймання ехо-сигналу з області за межами променя.

Ехо-сигнал від неоднорідностей, в межах границь променів при достатньому рівні відбивання з давачем, перетворюється в електричний імпульс і після підсилення у пристрої передачі-прийому поступають в пристрій перетворення, обробки та запам'ятовування сигналів. На виході цього пристрою формуються сигнали у вигляді яскравих поміток на невидимій лінії, відповідній осі УЗ променя, де показаний вид екрана монітора, вісі променів позначені пунктиром.

## **1.6. Розрахунок акустичного тракту**

### **1.6.1. Розробка конструкції датчика**

У клінічній практиці використовується багато різних типів медичних ультразвукових датчиків. Вони працюють на різних частотах, мають різні фізичні розміри, глибину проникнення і форми скануючої поверхні, а також є різні графічні формати [5].

Конструктивно перетворювач складається з п'єзоелементів, що нероз'ємно з'єднані з демпфером. Між кожним п'єзоелементом і демпфером

знаходиться окремий електрод. Демпфер заважає поширенню випромінювання в напрямку протилежному ОК. До задньої поверхні демпфера приклеєна плата, до якої припаюються електроди від кожного п'єзоелемента. Між п'єзоелементами знаходиться матеріал, що поглинає акустичне випромінювання – гумовий порошок. Отже, випромінювання поширюється тільки в напрямку ОК.

На нижній поверхні перетворювача знаходиться загальний для всіх п'єзоелементів електрод, до якого клеїться просвітлюючий шар. Ця збірна одиниця залита компаундом і знаходиться в корпусі. Зверху вона закрита кришкою з отвором для виходу кабелю. Оскільки печінка розташована неблизько до поверхні (тобто глибина залягання дефекту буде велика), то працювати будемо в дальній зоні.

### 1.6.2. Вибір і обґрунтування робочої частоти

Для медичної діагностики використовують діапазон частот від 0.3 до 10 МГц. Чим більша частота, тим довжина хвилі менша, тим менший за розміром відбивач можна виявити.

Швидкість розповсюдження акустичної хвилі в тілі людини майже дорівнює швидкості розповсюдження у воді, тобто  $C_{OK}=1500$  м/с.

Виходячи з технічного завдання мінімальний розмір відбивача дорівнює:

$$d_{\min} = 5 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

Відбиття ультразвукового сигналу від відбивача відбувається при умові, що середня довжина хвилі випромінювання менша або дорівнює лінійному розміру відбивача:

$$d_{\min} \geq \lambda_{ok} = \frac{C_{ok}}{f}, \quad (1.1)$$

Виберемо робочу частоту приладу  $f=5$  МГц.

Тоді довжина хвилі в об'єкті контролю дорівнює:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1.2)$$

$$\lambda = \frac{1500}{5 \cdot 10^6} = 3 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

Отже вибрана частота нам підходить.

### 1.6.3. Розрахунок геометричних розмірів ФАГ

Матеріал для виготовлення ФАГ вибираємо ЦТС-19, у якого:

- $C_{\text{ЦТС}} = 3.3 \cdot 10^3 \text{ м/с}$  - швидкість розповсюдження ультразвукової хвилі;
- $\rho_{\text{ЦТС}} = 7.2 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$  - питома густина ЦТС-19;
- $Z_{\text{ЦТС}} = C_{\text{ЦТС}} \cdot \rho_{\text{ЦТС}} = 3.3 \cdot 10^3 \cdot 7.2 \cdot 10^3 = 23.76 \cdot 10^6 \text{ (кг/м}^2 \cdot \text{с)}$  – акустичний імпеданс.

**Період ґратки** розраховується (щоб не було побічних максимумів) за формулою:

$$d = \frac{\lambda}{2} \quad (1.3)$$

$$d = 1.5 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

#### **Довжина ФАГ:**

Глибина залягання печінки переважно 30 мм, отже ближню зону перетворювача можна задати рівною приблизно 50 мм і виходячи з цієї умови можемо знайти довжину ФАГ:

$$L = \sqrt{4 \cdot \lambda \cdot r_b} \quad (1.4)$$

$$L = 7.746 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}$$

$$L = 8 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}$$

#### **Ширина ФАГ:**

$$l = \frac{L}{2} \quad (1.5)$$

$$l = 4 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}$$

**Кількість елементів у ґратці:**

$$n = \frac{L}{d} = 53.333 \quad (1.6)$$

Для більш зручної реалізації цифрової електричної схеми приймаємо кількість елементів ґратки  $n = 64$ .

**Висота елементів ґратки:**

Висота елементів ґратки визначається із розрахунку резонансного розміру цих елементів на першій гармоніці робочої частоти:

$$h = \frac{c_{\text{дтс}}}{2 \cdot f} \quad (1.7)$$

$$h = 3,3 \cdot 10^{-4} \text{ (м)}$$

**Ширина пропилу ФАР:**

$$k = 0,2 \cdot d \quad (1.8)$$

$$k = 3 \cdot 10^{-5} \text{ (м)}$$

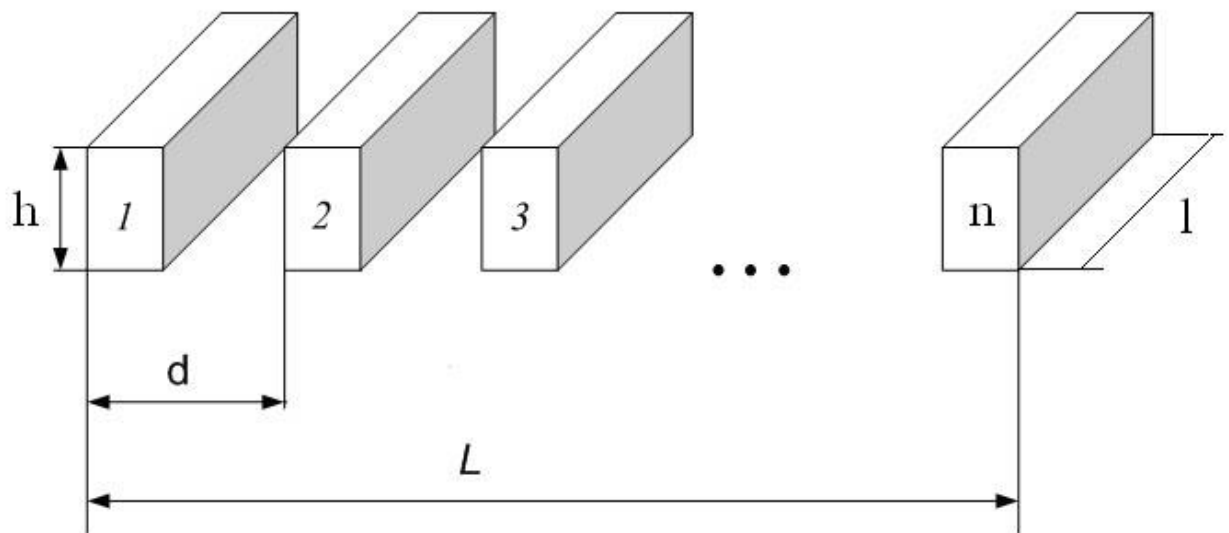


Рис. 1.7. Загальна схема фазованої антенної ґратки

#### 1.6.4. Розрахунок акустичного тракту

Акустичний тракт – шлях УЗ хвилі від випромінювача до приймача. Аналіз акустичного тракту полягає в складанні схеми, розрахунку звукових полів випромінювання - прийому з урахуванням характеристик акустичного тракту. Основним результатом розрахунку акустичного тракту є коефіцієнт послаблення акустичного тракту:

$$K_{A.T.} = \frac{P_{\Pi}}{P_B}, \quad (1.9)$$

де  $P_{\Pi}$  і  $P_B$  – акустичний тиск в приймальному та випромінюючому перетворювачах, який виникає в ході випромінювання – прийому.

Коефіцієнт акустичного тракту – числова величина. Формула акустичного тракту враховує променеву картинку, характеристики спрямованості випромінювання–прийому та структурну схему акустичного тракту (акустичні характеристики та розміри середовищ, через які проходить акустичний промінь).

Оптимізація акустичного тракту полягає в отриманні такого співвідношення між сигналом, що випромінюється (частота, характеристика спрямованості, довжина зондуючого імпульса та ін.) і характеристиками акустичного тракту (згасання звуку в об'єкті контролю, матеріал перетворювача, узгоджуючі шари, характеристики акустичного контакту, границі розподілу, розміри і характер дефектів та ін.), при якому коефіцієнт акустичного тракту досягає максимального значення, при цьому не погіршуються похибка вимірювання та вірогідність контролю[8].

Акустичний тракт є головним. Розрахунку акустичного тракту передують розробка його оптимальної схеми, в яку входить розробка променевої картини, тобто хід променів в об'єкті контролю від випромінювача до приймача з урахуванням типу хвиль, усіх границь розподілу, характеристик граничних середовищ та відбивача (дефекту). Схема акустичного тракту залежить від методу контролю, типу хвиль, характеристик середовищ

проходження та від самого відбивача, від заданої похибки вимірювання та вірогідності контролю.

Методи відбиття (луно-методи) – найбільш використовуються в ультразвуковому контролі. Всі акустичні тракти, притаманні ехо-методам, можна звести до кількох моделей для нормального і нахильного вводу.

Вхід ультразвуку в об'єкт як при прямому, так і при кутовому вводі може здійснюватися через акустичну лінію затримки. Розрахунок акустичного тракту зводиться до наступної моделі. В результаті електричного збудження випромінювача в ньому виникає внутрішня механічна напруженість, яка розглядається як акустичний тиск  $P_B$  у перетворювачі. Хвиля акустичного тиску, що виникла в перетворювачі, через границі розподілу розповсюджується в об'єкті контролю відповідно до характеристики спрямованості випромінювача. Дефект (відбивач), що знаходиться в акустичному полі випромінювача, стає вторинним випромінювачем зі своїм акустичним тиском характеристикою спрямованості. Тепер роль приймача виконує первинний випромінювач. Знаходження  $P_{II}$  або  $K_{A.T.}$  є головною метою розрахунку акустичного тракту. Остаточні розрахункові співвідношення коефіцієнта послаблення акустичного тракту залежать від розміру дефекту та його положення в характеристиці спрямованості випромінювання.

Об'єкт контролю в нашому випадку - багатошарова структура (шари біологічних м'яких тканин), з незначними відмінностями по імпедансам. Тоді можна знехтувати рефракцією, оскільки швидкості звуку в м'яких тканинах мало відрізняються. Тоді схема акустичного тракту може бути приведена до базової розрахункової моделі.

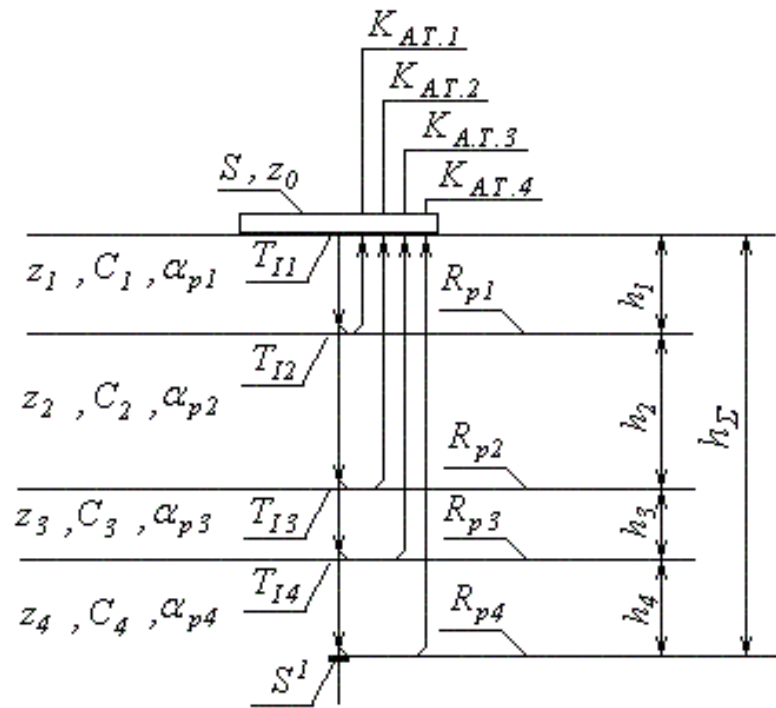


Рис. 1.8. Променева картинка та структурна схема

Параметри біологічних тканин, які входять в акустичний тракт (акустичний імпеданс, коефіцієнт згасання та товщина шару) зведені у табл. 1.1.

Таблиця 1.1.

Середовище	$Z$ $\cdot 10^6$ , $\text{Па} \cdot \text{с/м}$	$\alpha_p$ , $\text{дБ/см}$	$\alpha_p$ , $\text{Нп/м}$	$h$ , м
1. Шкіра	1.5	3	0,346	0.01
2. Жирова тканина	1.4	0.6	0,069	0.02
3. М'язи	1.7	1.2	0,138	0.01
4. Печінка	1.6	2.5	0,288	0.08

$$z_5 = 1.51 \cdot 10^6$$



### Розрахунок коефіцієнтів проходження по інтенсивності $T_I$ :

Коефіцієнт проходження по інтенсивності  $T_I$  розраховується за формулою:

$$T_I = \frac{4z_1 z_2}{(z_1 + z_2)^2} \quad (1.10)$$

$$T_{I1} = \frac{4z_{ЦТС} \cdot z_{ШКИРА}}{(z_{ЦТС} + z_{ШКИРА})^2} = 0.223$$

$$T_{I2} = \frac{4z_{ЖИР} \cdot z_{ШКИРА}}{(z_{ЖИР} + z_{ШКИРА})^2} = 0.999$$

$$T_{I3} = \frac{4z_{ЖИР} \cdot z_{М'ЯЗИ}}{(z_{ЖИР} + z_{М'ЯЗИ})^2} = 0.991$$

$$T_{I4} = \frac{4z_{М'ЯЗИ} \cdot z_{ПЕЧИНКА}}{(z_{М'ЯЗИ} + z_{ПЕЧИНКА})^2} = 0.999$$

### Розрахунок коефіцієнтів відбиття по тиску $R_P$ :

Коефіцієнт відбиття по тиску  $R_P$  розраховується за формулою:

$$R_P = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \quad (1.11)$$

$$R_{p1} = \frac{z_{ЖИР} - z_{ШКИРА}}{z_{ЖИР} + z_{ШКИРА}} = 0.034$$

$$R_{p2} = \frac{z_{М'ЯЗИ} - z_{ЖИР}}{z_{М'ЯЗИ} + z_{ЖИР}} = 0.097$$

$$R_{p3} = \frac{z_{ПЕЧИНКА} - z_{М'ЯЗИ}}{z_{ПЕЧИНКА} + z_{М'ЯЗИ}} = 0.03$$

$$R_{p4} = \frac{z_5 - z_{ПЕЧИНКА}}{z_5 + z_{ПЕЧИНКА}} = 0.029$$

**Швидкості проходження акустичної хвилі в середовищах, через які проходить ультразвук:**

$$C_0 = 3300 (м/с)$$

$$C_1 = 1510 (м/с)$$

$$C_2=1476(\text{м/с})$$

$$C_3=1590(\text{м/с})$$

$$C_4=1561(\text{м/с})$$

**Довжини хвиль у середовищах, через які проходить ультразвук:**

$$f=5(\text{МГц})$$

$$\lambda_0=C_0/f=6.6 \cdot 10^{-4}(\text{м})$$

$$\lambda_1= C_1/f=3.2 \cdot 10^{-4}(\text{м})$$

$$\lambda_2= C_2/f=2.958 \cdot 10^{-4}(\text{м})$$

$$\lambda_3= C_3/f=3.18 \cdot 10^{-4}(\text{м})$$

$$\lambda_4= C_4/f=3.112 \cdot 10^{-4}(\text{м})$$

### **Розрахунок коефіцієнтів акустичного тракту**

В УЗ інтроскопії від кожної границі розподілу м'яких тканин буде спостерігатись відбитий сигнал. Тобто, для кожної границі розподілу середовищ розраховують коефіцієнт акустичного тракту, причому в нашому випадку  $S' \ll S$  та  $h_{max} < r_0$ .

де  $S'$  - площа відбивача

$$S' = \frac{\pi \cdot d^2}{4} \quad (1.12)$$

$$S' = 1.963 \cdot 10^{-7}$$

$$K_{A.T} = 0.8 \cdot \frac{S'}{h \cdot \lambda} T_I R_p e^{-2h\alpha_p} \quad (1.13)$$

1. Коефіцієнт акустичного тракту у першому середовищі (шкіра):

$$K_{A.T.1} = 0.8 \cdot \frac{S'}{h_1 \cdot \lambda_1} T_{I1} R_{p1} e^{-2h_1\alpha_{p1}} = 1.948 \cdot 10^{-3}$$

2. Коефіцієнт акустичного тракту у другому середовищі (жирова тканина):

$$\hat{E}_{\dot{A}, \dot{O}, 2} = 0.8 \cdot \frac{S'}{(h_1 + h_2) \cdot \lambda_2} T_{I1} \cdot T_{I2} \cdot R_{p2} e^{-2(h_1 \alpha_{p1} + h_2 \alpha_{p2})}$$

$$\hat{E}_{\dot{A}, \dot{O}, 2} = 1.608 \cdot 10^{-3}$$

3. Коефіцієнт акустичного тракту у третьому середовищі (м'язова тканина):

$$K_{A.T.3} = 0.8 \cdot \frac{S'}{(h_1 + h_2 + h_3) \cdot \lambda_3} T_{I1} \cdot T_{I2} \cdot T_{I3} \cdot R_{p3} e^{-2(h_1 \alpha_{p1} + h_2 \alpha_{p2} + h_3 \alpha_{p3})}$$

$$K_{A.T.3} = 3.181 \cdot 10^{-4}$$

4. Коефіцієнт акустичного тракту у четвертому середовищі (печінка):

$$K_{A.T.4} = 0.8 \cdot \frac{S'}{(h_1 + h_2 + h_3 + h_4) \cdot \lambda_4} T_{I1} \cdot T_{I2} \cdot T_{I3} \cdot T_{I4} \times \\ \times R_{p4} e^{-2(h_1 \alpha_{p1} + h_2 \alpha_{p2} + h_3 \alpha_{p3} + h_4 \alpha_{p4})}$$

$$K_{A.T.4} = 1.66 \cdot 10^{-4}$$

Побудуємо графік залежності коефіцієнта акустичного тракту від степені ураження печінки:

$$h = 5 \cdot 10^{-2}, 5.5 \cdot 10^{-2} \dots 30 \cdot 10^{-2} \quad (\text{м})$$

$$Ka(h) = 0.8 \cdot \frac{S1}{(h1 + h2 + h3 + h) \cdot \lambda4} \cdot T1 \cdot T2 \cdot T3 \cdot T4 \cdot R4 \cdot e^{-2 \cdot (h2 \cdot \alpha p2 + h3 \cdot \alpha p3 + h1 \cdot \alpha p1 + h \cdot \alpha p4)}$$

h =

0.05
0.055
0.06
0.065
0.07
0.075
0.08
0.085
0.09
0.095
0.1
0.105
0.11
0.115
0.12
0.125

Ka(h) =

2.027 · 10 <sup>-4</sup>
1.956 · 10 <sup>-4</sup>
1.89 · 10 <sup>-4</sup>
1.827 · 10 <sup>-4</sup>
1.768 · 10 <sup>-4</sup>
1.713 · 10 <sup>-4</sup>
1.66 · 10 <sup>-4</sup>
1.611 · 10 <sup>-4</sup>
1.564 · 10 <sup>-4</sup>
1.519 · 10 <sup>-4</sup>
1.477 · 10 <sup>-4</sup>
1.437 · 10 <sup>-4</sup>
1.399 · 10 <sup>-4</sup>
1.362 · 10 <sup>-4</sup>
1.328 · 10 <sup>-4</sup>
...

9. Залежність коефіцієнта акустичного тракту від степені ураження печінки

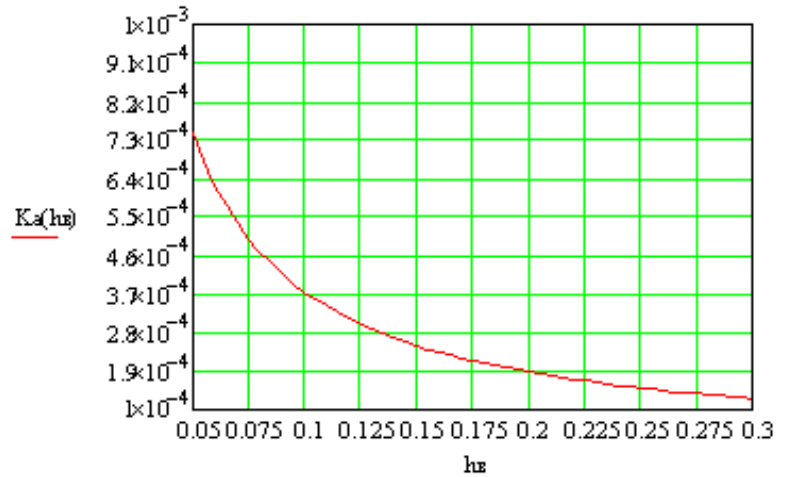


Рис.1.9. Залежність коефіцієнта акустичного тракту від степені ураження печінки

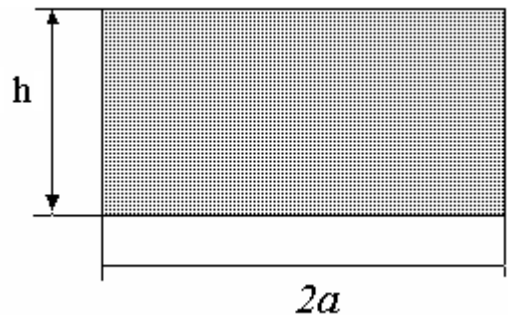
### 1.6.5. Розрахунок демпфера

Розрахунок геометричних розмірів проводяться за рахунок наступної формули:

$$e^{-2 \cdot \alpha p \cdot h} < 0.01; \quad (1.14)$$

$$h = \frac{\ln(0.01)}{-2 \cdot \alpha p};$$

$$h = \frac{\ln(0.01)}{-2 \cdot 0.3} = 7.675$$



Задамо висоту для демпфера рівною 8мм.

### 1.6.6. Розрахунок товщини просвітлюючого шару

Підберемо речовину для просвітлюючого шару і розрахуємо його товщину:

$$z_{води} = 1,5 \cdot 10^6 \text{ (кг/(м}^2 \cdot \text{с))}$$

$$z_{ЦТС} = 23,76 \cdot 10^6 \text{ (кг/(м}^2 \cdot \text{с))}$$

$$Z_{шару} = \sqrt{Z_{води} \cdot Z_{ЦТС}} \quad (1.15)$$

$$Z_{шару} = 5,97 \cdot 10^6 \text{ (кг/(м}^2 \cdot \text{с))}$$

Такий імпеданс має магній тягнутий відпалений, просвітлюючий шар вибираємо з цього матеріалу. Товщина шару:

$$\lambda_{шару} = \frac{C_{шару}}{f} \quad (1.16)$$

$$\lambda_{шару} = 1,174 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}$$

$$h_{шару} = \frac{\lambda_{шару}}{4} \quad (1.17)$$

$$h_{шару} = 0,2885 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}$$

### 1.6.7. Розрахунок затримок для сканування

Часова затримка визначається за формулою:

$$\Delta \tau = \frac{d_n}{C_{ок}} \sin \theta \quad (1.18)$$

для n-того елемента:

$$\Delta \tau_n = (n - 1) \cdot \Delta \tau \quad (1.19)$$

У досліджуване середовище випромінюється плоска хвиля, відхилена на кут  $\theta$  від нормалі до ґратки. Введення відповідних затримок окремих елементів ґратки створює необхідний фронт хвилі.

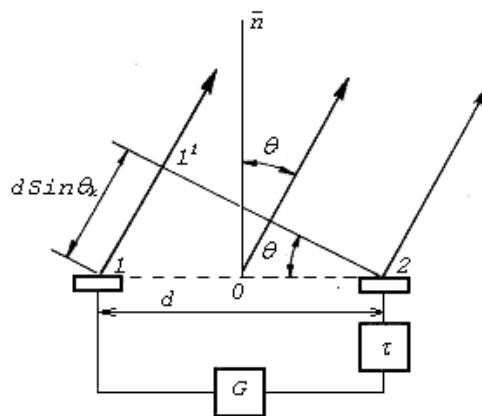
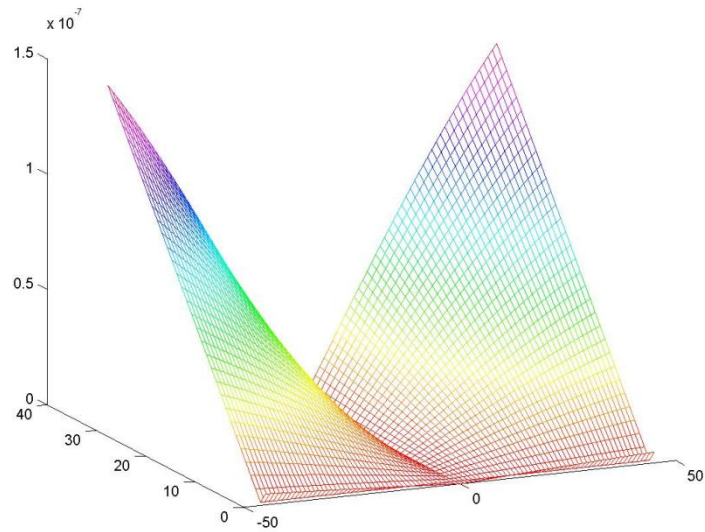


Рис. 1.10. Принцип формування фронту за допомогою ґратки. (Стрілкою показаний напрямок поширення).

часова затримка



кількість елементів

кут відхилення

Рис. 1.11. Залежність часових затримок від кута відхилення та кількості елементів

### 1.7. Розрахунок електроакустичного тракту

Коефіцієнт електроакустичного тракту:

$$K_{EAT} = K_{AT} \cdot K_{ПП} = U_{ПР} / U_B$$

де  $U_{ПР}$ - напруга прийнятого сигналу,

$U_B$ - напруга випроміненого сигналу,

$K_{AT}$ - коефіцієнт послаблення акустичного тракту,

$K_{ПП}$ - коефіцієнт подвійного перетворення (для ЦТС-19)

такий коефіцієнт буде  $K_{ПП}=(0,2..0,4)$ .

Розрахуємо випромінюючу напругу за формулою:

$U_P$ - прийнята напруга

$U_V$ - випромінена напруга

$$U_P = 500 \cdot 10^{-6} \text{ (В)}$$

$$K_{pp} = 0.3$$

$$U_v = \frac{U_p}{K_{A.T.4} \cdot K_{pp}} = 9,379 \text{ (В)}$$

Задамося випромінюючою напругою  $U_{vn}=10 \text{ (В)}$ :

$$U_{vn}=10 \text{ (В)}$$

$$U_p = U_{vn} \cdot K_{A.T.4} \cdot K_{pp} = 5,331 \cdot 10^{-4} \text{ (В)}$$

Визначимо максимальну напругу, яку можна прикласти до п'єзоперетворювача:

$$U_{B_{\max}} = 0,3 \cdot E_{PP} \cdot h,$$

де  $E_{PP}$  – максимальна напруженість для ЦТС,

$h$  – висота елемента АФАГ.

$$U_{B_{\max}} = 0,3 \cdot E_{PP} \cdot h = 0,3 \cdot 3000 \cdot 0.33 = 297 \text{ (В)}$$

Приймемо амплітуду зондуєчого імпульсу рівну 10 В.

## 1.8. Розробка та опис структурних та функціональних складових системи

АЦП – аналогово-цифровий перетворювач

ЧРЧ – часове регулювання чутливості

В даній структурній схемі головним елементом є блок керування, який керує роботою всієї системи. З цього блоку надходять сигнали, що контролюють роботою функціональних блоків приладу [9].

Початком роботи приладу є імпульс, що поступає з блоку керування на блок формування затримок (БФЗ), цей імпульс носить назву - імпульс запуску. БФЗ – відповідає за формування часових затримок, за допомогою яких виконується відхилення променя на певний кут. З БФЗ, вже сформований синхро-імпульс, з потрібною затримкою, направляється на генератор зондуєчих імпульсів (ГЗІ). Генератор формує імпульс сигналу, потрібної амплітуди, з робочою частотою 5 МГц.

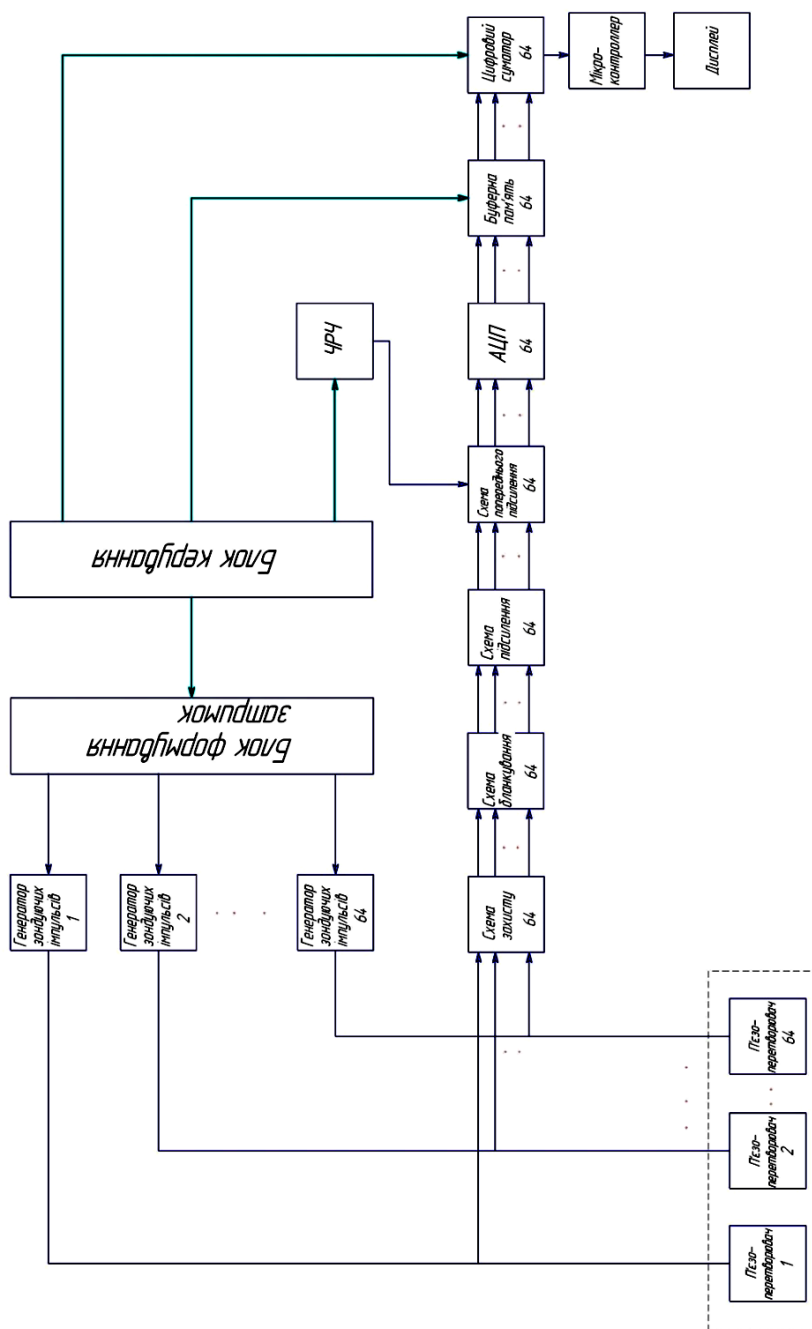


Рис.1.12 Схема структурна електрична

З ГЗІ сформований сигнал надходить до п'єзоелектричного перетворювача (ПЕП). Головною властивістю його є те, що при проходженні через нього електричного струму він створює акустичний імпульс, за рахунок процесу, що має назву - п'єзоэффект. З ПЕП імпульс надходить в об'єкт контролю, для кращого контакту використовують спеціальні гелі.



Акустичний імпульс проходить шлях від поверхні шкіри до ОК, відбивається від ОК і повертається знову до поверхні шкіри. Сигнал, що рухається від поверхні шкіри до ОК - називається зондуючий імпульс (ЗІ). А той, що відбивається - відбитий імпульс (ВІ). Потім цей імпульс поступає знову в ПЕП де за рахунок оберненого п'єзоефекту перетворюється в електричний сигнал [10].

Рухаючись по провіднику електричний імпульс потрапляє на схему захисту, яка служить для обмеження діапазону зміни сигналу (напруги) і представлена двостороннім діодним обмежувачем. Потім сигнал надходить до схеми бланкування, яка представлена цифро-аналоговим ключем, цифровий вхід якого управляється сигналом з мікроконтролера.

Далі цей сигнал надходить до блоку підсилення (БП). Підсилювач, коефіцієнт підсилення якого  $K = 100$  підсилює прийнятий сигнал. Далі на БПП, на який в свою чергу впливає блок тимчасового регулювання чутливості (ВРЧ).

ЧРЧ - в завдання якого входить тимчасове управління коефіцієнтом підсилення підсилювача по такому закону, при якому б амплітуда відбитого сигналу мало залежала від глибини залягання відбивача.

Після цього він потрапляє в аналого-цифровий перетворювач(АЦП), де він перетворюється із аналогового, складовою якого є амплітуда, в цифровий код, величина якого відповідає амплітуді аналогового сигналу.

Вже цифровим кодом ця величина надходить до буферної пам'яті, де вона запам'ятовується.

Для того щоб отримати сумарний прийнятий сигнал, занесені в пам'ять дані зчитуються з певною затримкою, заданою мікроконтролером. Таким чином прийняті оцифровані сигнали зчитуються з пам'яті одночасно сумуються цифровим суматором.

Далі ці дані виводяться на дисплей.



допомогою 64 мікросхем програмованої лінії затримки а також за допомогою двох мультиплексорів. У кожному мікросхему програмованої лінії затримки з мікроконтролера записується значення необхідної затримки. У мультиплексор записується з мікроконтролера по парних 5-бітних шинах адреси A0, A1, A2, A3, і A4, яку мікросхему лінії затримки запускати у відповідний час. Елементи програмованої лінії затримки запускають відповідно свої ГЗІ. ГЗІ формує імпульс сигналу потрібної амплітуди з робочою частотою 5 МГц. З ГЗІ сформований сигнал надходить до п'єзоелектричного перетворювача (ПЕП). Головною властивістю його є те, що при проходженні через нього електричного струму він створює акустичний імпульс, за рахунок процесу, що має назву - п'єзоэффект [11].

Після випромінювання в ОК цей імпульс поступає знову в ПЕП де за рахунок оберненого п'єзоэффекту перетворюється в електричний сигнал.

Рухаючись по провіднику електричний імпульс потрапляє на схему захисту, яка служить для обмеження діапазону зміни сигналу (напруги) і представлена двостороннім діодним обмежувачем. Потім сигнал надходить до схеми бланкування, яка представлена цифро-аналоговим ключем на мікросхемі 590KH5, цифровий вхід якого управляється сигналом з мікроконтролера.

Далі цей сигнал надходить до блоку попереднього підсилення (БПП). Підсилювач, коефіцієнт підсилення якого  $K = 100$  підсилює прийнятий сигнал. Далі наш підсилений сигнал потрапляє на схему ЧРЧ коефіцієнт підсилення якого управляється аналоговим сигналом з ЦАП який вбудовано у мікроконтролер. Для покращення характеристик аналогового сигналу з ЦАП цей сигнал пропускається через фільтр.

ЧРЧ - в завдання якого входить часове управління коефіцієнтом підсилення по такому закону, при якому б амплітуда відбитого сигналу мало залежала від глибини залягання відбивача.

Після ввімкнення мікропроцесором (РС) АЦП сигнал оцифровується. Далі виконується запис у ПЛС. Обробка повного масиву

даних виконується у мікропроцесорі (РС). Після чого результати виводяться на екран монітору.

Пам'ять служить для запису, збереження і зчитування відцифрованої інформації. Мінімально необхідний об'єм пам'яті розрахуємо за формулами.

$$\tau_{изм} = \frac{2 \cdot h}{C_{ок}} = \frac{2 \cdot 50 \cdot 10^{-3}}{1500} = 6.6 \cdot 10^{-5} \text{ (с);} \quad (1.20)$$

$$\Delta \tau_{АЦП} = \frac{1}{f_{АЦП}} = \frac{1}{65 \cdot 10^6} = 0,015 \cdot 10^{-6} \text{ (с);} \quad (1.21)$$

$$N_{виб} = \frac{\tau_{изм}}{\Delta \tau_{АЦП}} = \frac{6.6 \cdot 10^{-6}}{0.015 \cdot 10^{-6}} = 440; \quad (1.22)$$

$$V_{RAM} = N_{виб} \cdot N_{АЦП} = 440 \cdot 12 = 5280 = 5,28 \text{ (Кбіта)} \quad (1.23)$$

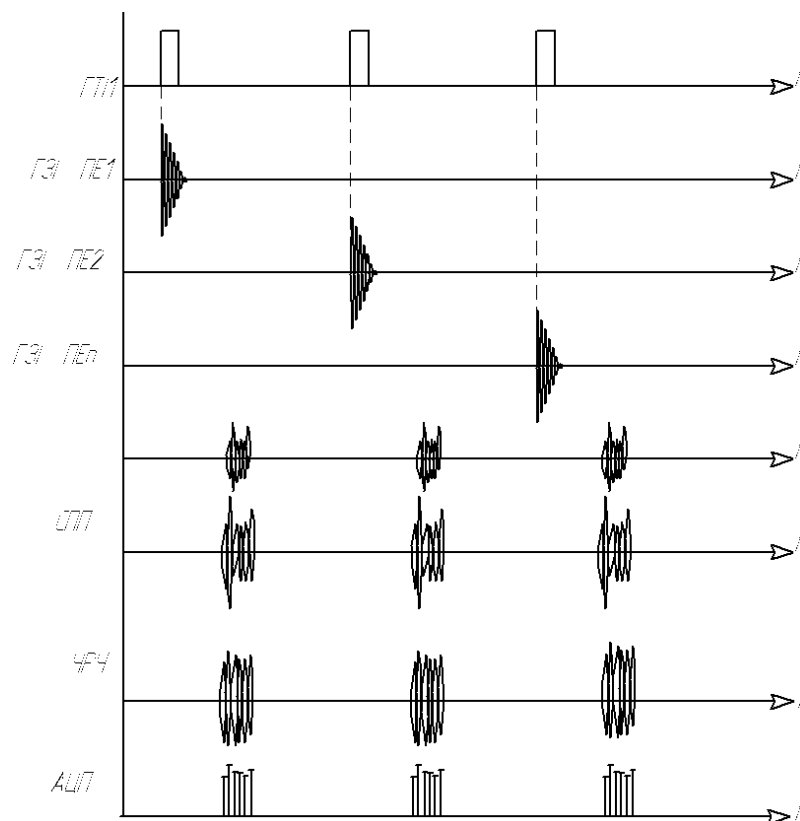


Рис.1.14. Часова діаграма сигналів

### 1.10. Розробка алгоритму роботи приладу

Першими блоками, після початку, йде блок вввімкнення живлення системи. Починається діагностика стану системи після чого починається завантаження програмного забезпечення. Встановлення МК початкових даних. Підготовка пацієнта до ультразвукового дослідження. Для кращого акустичного контакту змащуємо датчик та відповідну ділянку дослідження спеціальним гелем. Встановлюємо датчик на потрібну нам ділянку поверхні тіла пацієнта.

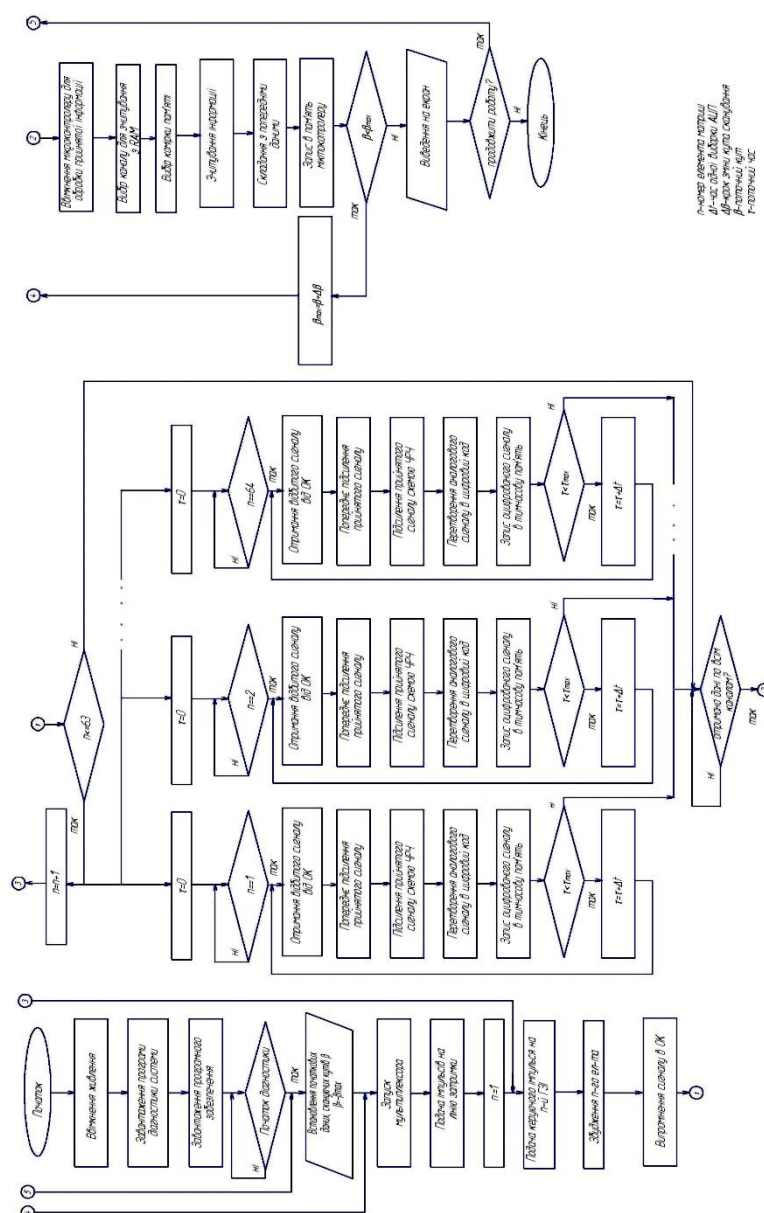


Рис.1.15. Алгоритм роботи

Починаємо діагностику після виконання всіх попередніх умов. МК записує у програмовану лінію затримки необхідні значення затримки. У мікроконтролер попередньо записано який елемент лінії затримки у необхідний час повинен запускати відповідно свій ГЗІ. Ці значення подаються на мультиплексор, виходи якого з'єднані із входами елементів лінії затримки. Кожний n-й ГЗІ з певною затримкою збуджує свій n- елемент і починається випромінювання сигналу в ОК. Цикл зроблений так щоб при подачі імпульсів до 64, відбувалось збудження кожного наступного  $n=n+1$ , і відразу ж відбувалось отримання n-го сигналу, який потім поступав на попереднє підсилення, підсилення схемою ЧРЧ і перетворення сигналу в цифровий код. Після приходу 64 імпульсу відбувається перевірка чи відповідає наш час сканування, потрібному часу  $t \leq t_{\text{вим}}$ , це зроблено для того, щоб не почати нове сканування не прийнявши попереднє, якщо так, то вмикається МК для обробки отриманої інформації, вибирається комірка пам'яті куди зчитується інформації, де вона складається з попередніми даними, записується в пам'ять МК і виводиться на екран. Після закінчення діагностики, вимикається програмне забезпечення і живлення.

### **1.11. Огляд методики процедури діагностики печінки**

**Підготовка пацієнта.** За 3 дні до дослідження пацієнтові рекомендується не вживати молоко, чорний хліб, фрукти і овочі, солодкі соки і інші продукти, які сприяють газоутворенню в кишечнику. При схильності до метеоризму слід призначити ферментні препарати (фестал, панзинорм та ін.) і адсорбенти (активоване вугілля, настою ромашки та ін.) [12].

Ввечері напередодні дослідження і вранці безпосередньо перед дослідженням ставлять дві очисні клізми. Втім, ця процедура не є обов'язковою за відсутності у пацієнта метеоризму.

При необхідності екстреного ультразвукового дослідження спеціальна підготовка шлунково-кишкового тракту не проводиться.

**Методика контролю.** Ехографію печінки здійснюють зазвичай з субкісткового і/або інтеркісткового доступу в реальному масштабі часу. Дослідження печінки проводять під час затримки дихання на вдиху, коли печінка трохи опускається вниз і стає доступнішою для візуалізації. При повздовжньому скануванні в епігастральній області датчик встановлюють на 2 см ліворуч від передньої серединної лінії, при поперечному - датчик переміщують до пупка. Використовують також техніку яка називається технікою «косого» сканування печінки, коли УЗ-ДАТЧИК розташовується паралельно правій ребровій дузі під кутом  $45^{\circ}$  в краніальному напрямі, і інші позиції датчика.

Таким чином вдається візуалізувати праву і ліву долі печінки, жовчний міхур, загальний печінковий, загальний жовчний протоки, анатомічні структури, що входять до складу воріт печінки, головку підшлункової залози.

Дослідження закінчується скануванням черевної порожнини для виявлення вільної рідини.

# **Технологічний розділ**



## 2.1. Аналіз технологічності виробу

Досконалість конструкцій медичних приладів характеризується їхньою відповідністю своєму функціональному призначенню, зручністю, надійністю та економічністю роботи, а також тим, якою мірою враховані і використані можливості найбільш прогресивних методів і засобів їхнього виготовлення і контролю.

Узагальненим критерієм технологічності конструкції є її економічна доцільність при заданій якості і прийнятих умовах виробництва, експлуатації і ремонту. При такій оцінці необхідно розглядати також фактори, що визначають технологічність конструкції.

У технологічній частині приводиться розрахунок основних показників технологічності виготовлення та складання приладу, розробка схеми складального складу і технологічної схеми складання.

Технологічністю конструкції називається така властивість окремих деталей, складальних одиниць і приладів в цілому, при якій для даних умов, даного масштабу випуску і даних технічних вимог до приладу забезпечується найбільш швидке та економічне освоєння його виробництва, а також найбільш раціональне його виготовлення [13].

Конструкція буде технологічною, якщо вона володіє:

- найменшою трудомісткістю й самим коротким виробничим циклом;
- найбільшою уніфікацією та нормалізацією складальних одиниць і деталей;
- широкою можливістю застосування найбільш простих і раціональних операцій, а також можливістю автоматизації складання при найменшій кількості матеріалів та обладнання.

Для всіх виробів при відпрацюванні конструкції на технологічність ставляться наступні вимоги:

- зниження трудомісткості виготовлення;
- використання уніфікованих елементів конструкцій деталей;

- можливість застосування типових технологічних процесів.

До складальних одиниць завданнями відпрацювання на технологічність є:

- забезпечення технологічності принципової і конструктивної схем складальної одиниці;

- забезпечення технологічної компоновки складальної одиниці.

Одним з найважливіших елементів якості для будь-якого виробу у виробництві являється технологічність виробу. Технологічність оцінюється показниками, які називаються критеріями.

### 2.1.1. Основні критерії технологічності

Одним з найважливіших елементів якості для любого виробу виробництві являється технологічність виробу. Технологічність оцінюється показниками, які називаються критеріями.

Основні критерії:

#### 1) критерій трудомісткості:

$$K_{TP} = \frac{T_{TP.B.}}{T_{TP.B.B.}} < 1, \quad (2.1)$$

де  $T_{TP.B.}$  - трудомісткість запускового у виробництво виробу, дорівнює всьому циклу виготовлення;

$T_{TP.B.B.}$  - трудомісткість базового виробу, яка вибирається з групи раніш випускаємих однотипних виробів, що мають найбільший показник в кон'юктурності.

#### 2) критерій собівартості:

$$K_C = \frac{C_B.}{C_{B.B.}} < 1, \quad (2.2)$$

де  $C_B.$  - собівартість виробу.

$C_{B.B.}$  - собівартість базового виробу.

Ці показники придатні для виробництва, де є свої показники кожного робочого місця, характерні для даного заводу і даного цеху.

### 2.1.2. Відносні показники технологічності

Характеризують конструктивну і технологічну складність виробу.

#### 1) показник конструкторської складності:

$$K_{сл.} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}} = \frac{2}{72} = 0.03. \quad (2.3)$$

$N_{\Sigma}$  – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

$n_{\Sigma}$  – число всіх деталей в приладі, з урахуванням їх кількості.

Якщо:  $K_{сл.} < 0,1$  – погана технологічність;

$K_{сл.} = 0,1-0,2$  – задовільна технологічність;

$K_{сл.} > 0,2$  – хороша технологічність.

Оскільки,  $K_{сл.} = 0,03 < 0,1$  – погана технологічність.

#### 2) показник уніфікації виробу:

$$K_{ун.} = \frac{N_{ун.} + n_{ун.}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}} = \frac{2 + 25}{2 + 67} = \frac{27}{69} = 0,4$$

(2.4)

$N_{ун.}$  – число уніфікованих складальних одиниць на схемі структурного складу;  $n_{ун.}$  – число всіх уніфікованих деталей в приладі;

$N_{\Sigma}$  – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

$n_{\Sigma}$  – число всіх деталей в приладі.

Якщо:  $K_{ун.} < 0,25$  – то погана технологічність;

$K_{ун.} = 0,25-0,5$  – задовільна технологічність;

$K_{ун.} > 0,5$  – хороша технологічність.

Оскільки,  $K_{ун.} = 0,4 > 0,25$  то значить тут задовільна технологічність.

#### 3) критерій уніфікації вузлів:

$$K_{ун.Н} = \frac{N_{\gamma}}{N_{\Sigma}} = \frac{2}{2} = 1,0. \quad (2.5)$$

$N_y$  – число всіх уніфікованих складальних одиниць схеми структурного складу;  $N_\Sigma$  – число всіх складальних одиниць на схемі структурного складу;

Якщо:  $K_{yH.N} < 0,2$  – погана технологічність;

$K_{yH.N} = 0,2-0,4$  – задовільна технологічність;

$K_{yH.N} > 0,4$  – хороша технологічність.

Оскільки,  $K_{yH.N} = 1$  то тут хороша технологічність.

#### **4) критерій уніфікації деталей:**

$$K_{yn.n} = \frac{n_{yn.}}{n_\Sigma} = \frac{25}{67} = 0,37 \quad (2.6)$$

$n_{yn}$  – число всіх уніфікованих деталей в приладі;

$n_\Sigma$  – число всіх деталей в приладі.

Якщо:  $K_{yn.n} < 0,3$  – погана технологічність;

$K_{yn.n} = 0,3-0,6$  – задовільна технологічність;

$K_{yn.n} > 0,6$  – хороша технологічність.

Оскільки,  $K_{yn.n} = 0,37 > 0,3$  то тут задовільна технологічність.

#### **5) критерій уніфікації технологічних складальних процесів:**

$$K_{yn.m.n.} = \frac{Q_{yn.op.}}{Q_{\Sigma op.}} = \frac{25}{32} = 0,78 \quad (2.7)$$

$Q_{yn.op.}$  - число всіх уніфікованих операцій;

$Q_{\Sigma op.}$  - число всіх операцій.

Якщо:  $K_{yn.m.n.} < 0,5$  – погана технологічність;

$K_{yn.m.n.} = 0,5-0,75$  – задовільна технологічність;

$K_{yn.m.n.} > 0,75$  – хороша технологічність.

Оскільки,  $K_{yn.m.n.} = 0,78 > 0,75$ , то значить тут хороша технологічність.

$K_B = (0,03 + 0,4 + 1 + 0,37 + 0,78) / 5 = 0,46 > 0,5$  (задовільна технологічність).

Розрахувавши всі ці показники технологічності, ми можемо зробити висновок, що відносний показник технологічності – задовільний.

## 2.2. Розробка технологічного процесу складання

### 2.2.1. Розробка схеми складального складу приладу

Схема ступенів складання приладу вказує комплектувальну належність елементів приладу. Її склад вказує ступінь розчленованості на вузли, характер зв'язків між окремими елементами та ланцюгами. Схему використовують для подальшого проектування технологічного процесу складання, а також для диспетчерських виробничих служб підприємства, яка наочно показує необхідний порядок комплектування складання потрібним складальними елементами та складання графіка постачання усіх підрозділів підприємства та організаціями [13].

Вибір складається з складальних одиниць, які бувають різної складності і в залежності від цього вони розміщуються на першому чи інших рівнях схеми. Деталь це найнижчий рівень складання. На базі цієї схеми робиться синтез, прийняття правил побудови приладу із його елементів, складальний процес його операцій та переходів.

На нижчому рівні структурної схеми даного виробу знаходяться деталі, на другому, третьому та четвертому – складальні одиниці. Однак ця схема не дає зображення про послідовність складання і способи забезпечення з'єднань.

Схему складального складу ультразвукової діагностичної системи, для візуалізації роботи серця людини представлено в додатках на кресленні ДПБ ПБ-351.1702.005

Ультразвуковий датчик необхідно умовно поділити на окремі компоненти складання – складальні вузли, складальні одиниці та деталі. Залежно від складності ці елементи розміщуються за ступенями схеми складання. На нижчому, або першому, ступені схеми розташовані деталі. Вище ставлять отримані складанням вузли, далі – складальні структури. Верхнім ступенем схеми являється виріб.

Отже Уз-датчик складається з таких вузлів:

- П'єзоблок СО (поз.У1), яку утворюють деталі п'єзопластина (поз. 9), плата (поз. 7) та кабель (поз. 5);
- Корпус у складі (поз. У2), що складається з наступних деталей та вузлів: корпус 1 (поз. 3), п'єзоблок СК (поз.У1), демпфер (поз.3), протектор (поз. 5), корпус 2 (поз. 4).

Також до складу ультразвукового датчику входять деталі та матеріали – насадка гумова (поз. 2), компаунд (поз. 6), кришка (поз. 1).

### 2.2.2. Розробка технологічної схеми складання приладу

Структурна схема складання приладу, яку було попередньо описано, не дає повного уявлення про потрібну послідовність складання виробу та способів з'єднання його елементів. Щоб отримати чітку картину послідовного проведення робіт, розроблено і побудовано технологічну схему складання.

Технологічна схема складання приладу представляє собою не лише комплектувальну належність, а й послідовність складання.

Технологічна схема складання УЗ-датчику містить окремі вітки вузлових складань і вітку загального складання приладу. Кожна вітка починається з базової деталі або з базового вузла, за який беруть встановлені деталі або складальні одиниці нижчих ступенів складання. Кожний вузол з'єднаних елементів, що сходиться на вітці, є складальною операцією технологічного процесу або її окремим переходом.

Технологічна схема складання ультразвукової діагностичної системи, для візуалізації роботи серця людини представлено в додатках на кресленні ДПБ ПБ-з51.1702.006 можна описати таким чином:

За базову деталь обрано корпус 1 (поз. 3) в який встановлюється п'єзопластина (поз. 9), до якого припаюються електроди плати (поз. 7) також припаюється кабель (поз. 5) припоєм ПОС61 ГОСТ 21931-76. Разом ці елементи утворюють складальний вузол – п'єзоблок СК (поз. У1). Плата (поз. 7) приклеюється клеєм БФ-2 ГОСТ 12172-74 до демпферу (поз. 8), а

пезопластина (поз. 9) клеїться до протектора (поз. 10) . Та клеїться корпус 2 (поз. 4) до корпусу 1 (поз. 3). Так утворюється вузол – корпус в складі (поз. У2).

На корпус СК (поз. У2) встановлюється гумова насадка (поз. 2). В корпус засипається компаунд (поз. 6). Через кришку (поз. 1) протягується кабель (поз. 5), і вона герметично закриває корпус датчика.

В кінці складання проводиться контроль основних частин датчика та його випробування згідно програми випуску.

### **2.3. Розробка технологічного процесу складання ультразвукового датчика**

Маршрутні карти (МК) – документ, що містить опис технологічного процесу виготовлення приладу (деталі), включає контроль і переміщення по всім операціям різних видів у технологічній послідовності з вказівками даних про обладнання та оснащення.

Заповнення маршрутних карт складальних робіт виконується у відповідності з загальним встановленим ГОСТ 3.1407-71. На основі структурної та технологічної схем складання розроблена маршрутна карта в системі.

В даному технологічному процесі були виконані такі операції:

операція 005– комплектувальна;

Операція 010 – підготовча;

Операція 015 – складальна;

Операція 020 – складальна;

Операція 025 – складальна;

Операція 030 – складальна;

Операція 035 – складальна;

Операція 040 – складальна;

Операція 045 – складальна;

Операція 050 – складальна;

Операція 055 – контроль;

Операція 060 – випробування.

В умовах одиничного виробництва, як правило, використовують універсальне устаткування нормальної точності. Тому вибір стола залежить від його технологічних можливостей і габаритів приладу.

Комплектувальна операція 005 – виконується на Столі ТЛ-1972А.

Підготовча операція 010 – виконується на Столі ТЛ-1972А.

Складальні операції з 015 по 050 виконуються на Столі ТЛ-1972А.

Контроль 055 – здійснюється з метою встановлення відповідності параметрів якості датчика з вимогами креслення. А саме контроль робочої частоти, перевірка змінної напруги на випромінюючій пластині та перевірка інтенсивності ультразвуку методом заміщення.

Випробування 060 – випробування механізму на стійкість.

В підготовчій операції використовуємо наступні інструменти: пензлик КФ-26, тканина, вата та рукавички хлопково-паперові. В складальних операція використовуємо втулку, молоток, викрутку, припій ПОС 61 ГОСТ 21930-76 та клей БФ-2 ГОСТ 12172-74.

## **2.4. Аналіз точності складання**

Основними показниками якості в приладобудуванні є точність роботи виробу так, як прилади є інформаційно-метрологічними засобами отримання точної інформації про об'єкт. Тому прийнято, що точність приладів повинна бути вище точності систем, де вони використовуються не менше ніж на один розряд. В той же час прилади складні пристрої з мало жорсткими ланками, які збираються не дуже точно через можливість різних пружних деформацій при закріпленні. Тому точність приладів забезпечується в основному при складанні [13].

В приладобудуванні стикаються з двома видами точності:

- геометрична точність: точність розмірів, взаємне розташування поверхонь, осей, зазорів, натягів.



- параметрична точність: забезпечує точність фізико-механічних параметрів і структури.

Основні визначення показників точності виробів регламентує ГОСТ 16320-80, згідно з яким під точністю розуміють ступінь відповідності параметрів реально виготовленого виробу всім вимогам креслення і технічних умов. Ця відповідність визначається за розмірами або геометричними характеристиками виробу і за його фізико-хімічними параметрами.

### **2.4.1. Розрахунок геометричної точності**

Забезпечення геометричної точності – типова задача при складанні механічних ланцюгів механізмів, яка ґрунтується на розрахунку розмірних ланцюгів.

Розмірним ланцюгом називають сукупність (або закінчена множина) розташованих за замкненим контуром у певній послідовності розмірів, які координують взаємне розташування поверхонь або осей однієї або декількох деталей. Замикаючою ланкою називають розмір, який отримується останнім в процесі складання механізму або обробки деталі. Розміри, які входять до розмірного ланцюга і визначають значення замикаючої ланки, називають складовими, або ланками ланцюга. Оскільки їх вплив на замикаючий розмір у разі збільшення різний, то вони поділяються на ті, що збільшують та ті, що зменшують. Ланками, що збільшують, є такі, в разі збільшення яких розмір замикаючої ланки збільшується; ланками, що зменшують, є такі, в разі збільшення яких розмір замикаючої ланки зменшується.

При забезпеченні точності розглядають дві задачі:

- пряму – коли відомі допуск на складові ланок розмірного ланцюга та потрібно розрахувати допуск на замикаючий розмір;
- обернена – коли заданий допуск на замикаючий розмір та потрібно розрахувати допуски на складові ланки розмірного ланцюга.

Розглянемо розрахунок розмірного ланцюга за допомогою метода повної взаємозамінності. Даний метод передбачає забезпечення необхідної розмірів деталей, що входять до розмірного ланцюга.

Проведемо розрахунок розмірного ланцюга показаного на рис.2.1.

Для полегшення розрахунку винесемо розмірний ланцюг та зобразимо схематичне його зображення на рис.2.2.

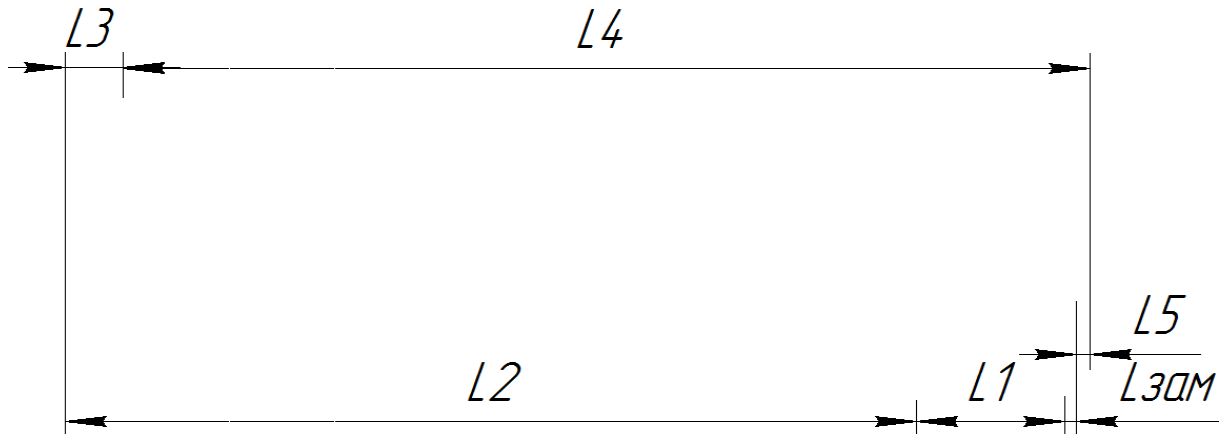


Рис. 2.2. Схема розмірного ланцюга.

Для розрахунку замикаючої ланки знаходяться допуски на складові ланки по таблиці допусків і посадок ЄСДП та визначається тип кожної ланки, дані заносяться до таблиці 2.1.

Таблиця 2.1.

#### Складові розмірного ланцюга

Розмір	Значення розміру, мм	Допуск, мм	Тип
l1	18	-0.021	Зменшуючий
l2	121	-0.04	Зменшуючий
l3	7	-0.015	Збільшуючий
l4	133	-0.04	Збільшуючий
l5	0.5	-0.01	Зменшуючий

Розрахунок прямої задачі

Координатний метод

$$l_{зам} = \sum_1^n l_{зб} - \sum_1^p l_{зм} = l_3 + l_4 - (l_1 + l_2 + l_5) = 7 + 133 - (18 + 121 + 0.5) = 0.5 \text{ мм}$$

$$\delta = \sum \delta_i = 0.021 + 0.04 + 0.015 + 0.04 + 0.01 = 0.126 \text{ мм}$$

$$(BB)_{зам} = K_{зам} - 0.5\delta = 0.008 + 0.5 \cdot 0.126 = 0.071 \text{ мм}$$

$$(HB)_{зам} = K_{зам} + 0.5\delta = 0.008 - 0.5 \cdot 0.126 = -0.055 \text{ мм}$$

$$K_{зам} = \sum K_{зб} - \sum K_{зм} = 0.0075 + 0.02 - (0.0105 + 0.02 + 0.005) = -0.008$$

$$K_1 = \frac{BB_1 - HB_1}{2} = 0.0105; K_2 = 0.02; K_3 = 0.0075; K_4 = 0.02; K_5 = 0.005;$$

$$l_{зам} = 2_{-0.055}^{+0.071} \text{ мм}$$

Екстремальний метод з урахуванням номіналів

Знайдемо можливі граничні відхилення розмірів замикаючої ланки

$$l_{зам} = \sum_1^n l_{зб} - \sum_1^p l_{зм} = 7 + 133 - (18 + 121 + 0.5) = 2 \text{ мм}$$

$$l_{зам}^{\min} = \sum_1^n l_{зб}^{\min} - \sum_1^p l_{зм}^{\max} = 6.985 + 132.96 - (18 + 121 + 0.5) = 0.445 \text{ мм.}$$

$$l_{зам}^{\max} = \sum_1^n l_{зб}^{\max} - \sum_1^p l_{зм}^{\min} = 7 + 133 - (17.979 + 120.96 + 0.49) = 0.571 \text{ мм.}$$

Знайдемо верхні і нижні відхилення замикаючої ланки

$$(BB)_{зам} = l_{зам}^{\max} - l_{зам} = 0.571 - 0.5 = +0.071 \text{ мм.}$$

$$(HB)_{зам} = l_{зам}^{\min} - l_{зам} = 0.445 - 0.5 = -0.055 \text{ мм.}$$

$$\text{Отже, } l_{зам} = 0.5^{+0.071}_{-0.055} \text{ мм.}$$

Екстремальний без номінальний метод

$$(BB)_{зам} = \sum_{i=1}^n (BB_i)_{зб} - \sum_{j=1}^p (HB_j)_{зм} = 0 - (-0.021 - 0.04 - 0.01) = +0.071 \text{ мм}$$

$$(HB)_{зам} = \sum_{i=1}^n (HB_i)_{зб} - \sum_{j=1}^p (BB_j)_{зм} = -0.015 - 0.04 - 0 = -0.055 \text{ мм}$$

$$\text{Отже, } l_{зам} = 0.5^{+0.071}_{-0.055} \text{ мм.}$$

В результаті розрахунків верхні та нижні відхилення замикаючої ланки збігаються, що свідчить про правильність отриманих значень.

## 2.5. Розрахунок показників надійності

Під надійністю системи (елементу, вузлу, приладу, виробу) розуміють здатність останнього зберігати свої якісні характеристики в заданих межах, при визначених умовах експлуатації, протягом заданого проміжку часу [13].

Розрахунок надійності ультразвукової системи виробляється для оцінки, заданих у ТЗ вимог по надійності по раптових відмовленнях з урахуванням вимог ДСТУ 27002-83. Кількісно надійність характеризується сумою інтегральних та точкових показників у відповідності з ДСТУ 27001 – 83, ДСТУ 27002 – 83, ДСТУ 27003 – 83.

За здатністю відновлюватися вироби діляться на ті, що відновлюються та на ті, які не відновлюються [13].

Вироби, які не відновлюються – це вироби, функціонування яких можливе лише до їх першої відмови. Такі вироби характеризуються наступними кількісними характеристиками надійності:

- інтенсивність відмов  $\lambda(t)$ ;
- частотою відмов  $f(t)$ ;
- ймовірність безвідмовної роботи  $P(t)$ ;
- ймовірність відмов  $Q(t)$ ;
- напрацювання до відмови  $T_0$ .

Вироби, які відновлюються – це вироби, експлуатація яких передбачає багаторазовий ремонт. Вони характеризуються наступними кількісними характеристиками надійності:

параметрами потоку відмов  $\omega(t)$ ;

- параметрами потоку відновлення  $\mu(t)$ ;
- коефіцієнтом готовності  $K_T$ ;
- середнім часом роботи між двома відмовами  $t_{cp}$ ;
- середнім часом відновлення  $t_v$ .

Розрахунок заснований на наступних допущеннях:

- відмови комплектуючих елементів є випадковими незалежними подіями;
- одночасно два і більше комплектуючих елементів у виробі відмовити не можуть;
- інтенсивність відмов комплектуючих елементів протягом терміну служби в робочих умовах є величиною постійною;
- відключений стан комплектуючих елементів прирівнюється до режиму збереження;
- закон надійності – експоненційний;

Основними критеріями надійності є:

- ймовірність безвідмовної роботи визначаємо за час  $t = 1000$  ч;
- інтенсивність відмов;
- середній час безвідмовної роботи.

Зробимо розрахунок надійності УЗ – діагностичної системи для неруйнівного контролю внутрішніх органів. Чисельно надійність визначається ймовірністю безвідмовності роботи:

$$P(t) = e^{-\int \Lambda(t) dt} \quad (2.8)$$

де  $\Lambda(t)$  – інтенсивність відмовлень системи;

$t$  – час у годинах, виражений відповідно до ДСТУ 27002-83.

У більшості випадків залежність розподілу інтенсивностей відмовлень у часі є нелінійна (Рис. 2.1).

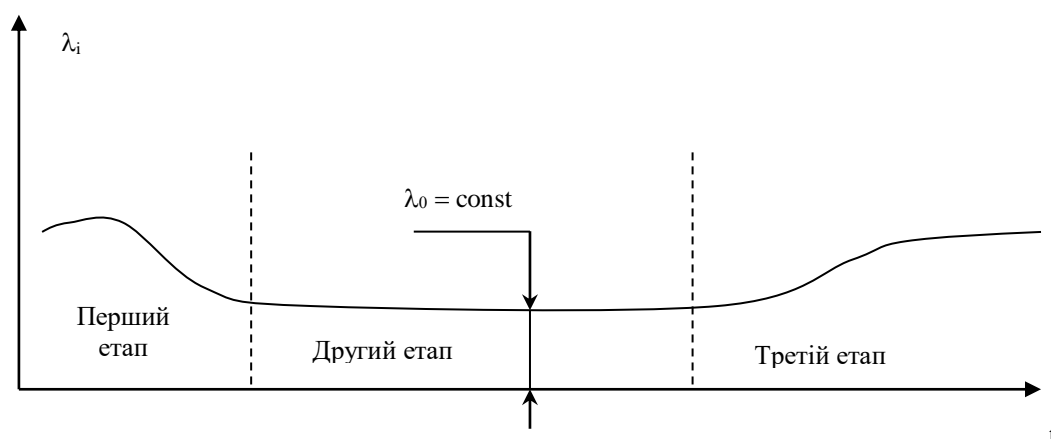


Рис 2.1. Залежність інтенсивності відмов у часі.

На Рис. 2.1 показані три характерні етапи експлуатації:

Перший етап – етап приробітки.

Другий етап – етап нормальної експлуатації. Для цього етапу характерно

$\lambda_0 = const$ ,  $\lambda_0$  заноситься в довідники.

Третій етап - етап старіння. На цьому етапі лавиноподібно зростає інтенсивність відмов. Експериментально встановлено, що фактично  $\lambda(t)$  не може бути нижче ніж  $0,2 \lambda_0$ .

Недовантаження елементів широко використовують з метою підвищення надійності.

Розрахунок надійності по раптових відмовах робимо, застосувавши експоненційний закон надійності (для етапу нормальної експлуатації).

$$P(t) = e^{-\Lambda t} \quad (2.9.)$$

При розрахунку надійності визначаються наступні показники:

Інтенсивність відмов блоку:

$$\lambda_{\delta_i} = \sum_{j=1}^m \lambda_i \cdot N_i \quad (2.10)$$

де  $\lambda_i$  - інтенсивність відмов  $i$ -го елемента з урахуванням режиму роботи;

$N_i$  – кількість елементів кожного виду;

$m$  – кількість різновидів елементів.

Інтенсивність відмов системи.

$$\Lambda = \sum_{j=1}^k \lambda_{\delta_j} \quad (2.11)$$

$k$  – кількість блоків

Напрацювання системи на відмову.

$$T_0 = \frac{1}{\Lambda}, \text{ год} \quad (2.12)$$

Необхідно відзначити наступне:

$$\lambda_i = \alpha \cdot \lambda_{0i}, \quad (2.13)$$

де  $\lambda_{0i}$  - довідкове значення інтенсивності відмов  $i$ -го елемента при нормальних умовах експлуатації і нормальному режимі роботи.

$\alpha$  - експлуатаційний коефіцієнт, що враховує вплив різних факторів на інтенсивність відмов.

Довідкові значення інтенсивності відмов вибираються з урахуванням коефіцієнта навантаження  $K_n$ , що визначається як відношення параметра до його номінального значення (табл. 2.1).

Таблиця 2.1

Виріб	Значення $K_n$	Формула для розрахунку $K_n$
Резистори	0,5	$P / P_{\text{ном}}$

Конденсатори	0,5	$U / U_{\text{ном}}$
Діоди	0,75	$I / I_{\text{ном}}$

Тепер за вищенаведеними міркуваннями робимо розрахунок надійності блоків УЗ системи. Перелік елементів з яких складаються блоки і чисельні значення інтенсивності відмов цих елементів приведені в таблицях 2.2 та 2.3.

Таблиця 2.2.

## Приймально-підсилювальний блок

Найменування елементів	$N_i$ , шт.	$\lambda_{0i}$ 1/година	$\alpha$	$\lambda_i N_i$ , 1/година
Конденсатори	1248	$1.3 \cdot 10^{-6}$	0.13	$1622.4 \cdot 10^{-6}$
Мікросхеми	176	$0.02 \cdot 10^{-6}$	0.82	$3.52 \cdot 10^{-6}$
Резистори	1154	$0.6 \cdot 10^{-6}$	0.6	$692.4 \cdot 10^{-6}$
Пайка	5156	$0.01 \cdot 10^{-6}$	-	$2369.5 \cdot 10^{-6}$

$$\lambda_{\delta_j} = \sum_{j=1}^m \lambda_i \cdot N_i = 2369,5 \cdot 10^{-6} \text{ (1 / год)} \quad (2.14)$$

Таблиця 2.3.

## Мікропроцесорний блок та блок аналого-цифрового перетворення

Найменування елементів	$N_i$ , шт.	$\lambda_{0i}$ 1/година	$\alpha$	$\lambda_i N_i$ 1/година
Мікросхеми	88	$0.02 \cdot 10^{-6}$	0.82	$1.76 \cdot 10^{-6}$
Конденсатори	132	$1.3 \cdot 10^{-6}$	0.13	$171.6 \cdot 10^{-6}$
Резистори	21	$0.6 \cdot 10^{-6}$	0.6	$12.6 \cdot 10^{-6}$
Пайка	2500	$0.01 \cdot 10^{-6}$	-	$25 \cdot 10^{-6}$

$$\lambda_{\delta_j} = \sum_{j=1}^m \lambda_i \cdot N_i = 211 \cdot 10^{-6} \text{ (1 / год)} \quad (2.15)$$

Тепер занесемо в таблицю 2.4 значення інтенсивності відмовлень блоків розроблювальної системи контролю:

Таблиця 2.4.

Інтенсивність відмов системи:

Найменування блоків системи	$\lambda_{\delta_j}, 10^{-6}$
Приймально-підсилювальний блок	2369,5
Мікропроцесорний блок та блок аналогово-цифрової обробки	211
Блок живлення	74,318

$$\Lambda = \sum_{j=1}^k \lambda_{\delta_j} = 2654,818 \cdot 10^{-6} \text{ (1 / год)} \quad (2.17)$$

Використовуючи дані, приведені в таблиці 2.4, визначимо час напрацювання системи на відмову:

$$T_0 = \frac{1}{\Lambda} = \frac{1}{2654,818} \cdot 10^6 = 376.6 \text{ (годин)} \quad (2.18)$$

Тепер визначимо ймовірність безвідмовної роботи системи за час:

1)  $t = 8$  годин.

$$P = e^{-\frac{8}{2654.818}} = 1.003$$

2)  $t = 1000$  годин



$$P(1000) = e^{\frac{1000}{2654.818}} = 1.457$$

Відповідно до ГОСТу 27002-83  $P(t)$  визначається за час  $t = 1000$  годин.

Ґрунтуючись на даних, отриманих у результаті розрахунків інтенсивності відмов блоків зробимо аналіз надійності. Показник ненадійності  $j$ -го блоку дорівнює:

$$P_{\delta_j} = \frac{\lambda_{\delta_j}}{\lambda_{\text{сер.}}} \quad (2.20)$$

де  $\lambda_{\text{сер.}}$  - середня інтенсивність відмовлень і визначається за формулою:

$$\lambda_{\text{сер.}} = \frac{\Lambda}{N} \quad (2.21)$$

де  $N$  – кількість блоків по надійності.

Розрахунок:

$$\lambda_{\text{над.}} = \frac{2654,818 \cdot 10^{-6}}{3} = 885 \cdot 10^{-6} \text{ (1/год)}$$

9.3.4 Визначаємо показники ненадійності для кожного блоку окремо:

а) приймально-підсилювальний блок:

$$\dot{I}_{\delta 2} = \frac{2369.5 \cdot 10^{-6}}{885 \cdot 10^{-6}} = 2.6$$

б) мікропроцесорний блок та блок аналогова-цифрової обробки:

$$\dot{I}_{\delta 4} = \frac{211 \cdot 10^{-6}}{885 \cdot 10^{-6}} = 0,23$$

в) блок живлення:

$$\dot{I}_{\delta 5} = \frac{74,318 \cdot 10^{-6}}{885 \cdot 10^{-6}} = 0,08$$

Якщо  $П_{\delta 1} < 1$ , то надійність блоку вище, ніж середня системна надійність.

Якщо  $П_{\delta 1} > 1$ , то блок є менш надійним.

Виходячи з розрахункових даних і вимог до надійності, особливу увагу потрібно приділити приймально-підсилювальному блоку, як найбільш складному.

## 2.6. Оцінка вірогідності контролю

Розглянемо джерела виникнення найбільш характерніших помилок наведених методів формування зображення і вкажемо шляхи їх зниження.

При отриманні ехо-сигналів наявними насамперед є похибки лінеаризації. Метод формування зображення ґрунтується на математичній моделі, лінеаризація якої справедлива на великій віддалі від УЗП. Похибка лінеаризації в моделі вимірювання полягає у відхиленні дійсного поширення хвилі від плоскої хвилі.

Джерелом похибок є також багаторазове відбивання. При розробці математичної моделі передбачалось, що тільки поле джерела випромінювання відбивається від неоднорідностей або відбивача (наближення Кірхгофа за повного відбивання, апроксимація Борна за слабо виражених неоднорідностей). Таким чином, багаторазові відбивання не враховуються в моделі. Вони можуть виникати, наприклад, в сильно увігнутих відбивачах або багат шарових середовищах.

Ще одним джерелом похибок є викривлення часового положення вікна відновлення. Метод формування зображення передбачає, що всі значення дискретизації функції відбивача перетворюються в нуль, винятком значень дискретизації, які отримуємо в результаті формування.

Причиною джерела похибок є й малі власні значення рівняння розгортки. Якщо частотний діапазон передаточного рівняння має нульові значення, то алгоритм системи буде чітко спрацьовувати за сигналів

вимірювання, позбавлених завад, оскільки частина власних значень буде дуже малою.

Джерелом похибок є й обмежений бічний огляд. Рівняння проекції перетворення Фур'є, яке є істотною передумовою для способу двовимірного відновлення, є справедливим тільки для випадку, коли проекція дійсно охоплює всі відмінні від нуля частини функції  $f(x,y)$ . Якщо через характеристики спрямованості УЗП ехо-сигнали не приймаються бічними частинами відбивача, то відновлення буде мати похибки, тому що ця відбиваюча область розміщується переважно при вимірюваннях під іншим кутом у головному напрямі поширення променя.

Слід назвати похибки, що викликаються тінями. За умов повністю відбиваючих відбивачів можливо, що деякі відбиваючі поверхні будуть тільки під певним кутом від джерела та приймача, тому що інші частини тіла перешкоджають безперешкодному поширенню звуку. За умову достатньо великого діапазону кутів вимірювання увігнутість тіла не має якогось значення. Це є порушенням передумов проектування Фур'є

Поряд з розглянутими, виникають також похибки через малі власні дані двовимірного рівняння формування. Якщо кути вимірювання не перекривають повний діапазон  $[0, \pi]$ , то деякі власні значення матриці стають дуже малими (такими, що знаходяться за межами точності ПЕОМ). Ці власні значення не дорівнюють точно нулю за умов розумного вибору кутів вимірювання, що можна легко показати на основі розробленого критерію. Через неминучі помилки заокруглення при обчислюваннях відповідні вектори не можуть бути використані навіть за наявності вимірювань, повністю вільних від завад. Власні вектори були б необхідні для відновлення таких відбивачів, які піддаються опроміненню на малій відстані вимірювання (приблизно перпендикулярному), оскільки вони повинні бути пропущені. Такі поверхні не мають місця в зображенні, що відновлюється. Бічна розрізнявальна здатність внаслідок цього не така добра, як у напрямі осі симетрії кутів вимірювання.

Ці похибки ґрунтуються на геометрії порядку проведення вимірювання і можуть бути зменшені за допомогою більшого діапазону кутів вимірювання.

Похибки при розгортці окремих ехо-сигналів мають місце також і при подальшому двовимірному відновленні. В принципі ці похибки не можуть бути подані у вигляді згортки з інваріантною за місцем і симетричною відносно початку координат

функції. Тому вплив цих похибок на сформоване зображення значно складніше, ніж циркулярна фільтрація всього або цілісного зображення..

У даному дипломному проєкті ми визначаємо вірогідність контролю.

При визначенні дефектів існує помилка 1-роду ( $\alpha$ ), (коли бездефектний об'єкт контролю вважають дефектним). А також існує помилка 2-роду (помилка) ( $\beta$ ), (коли об'єкт із дефектом вважають бездефектним). Інформація про присутність дефекту міститься у вихідному сигналі п'єзоперетворювача.

Задано граничний сигнал, відхилення від якого складає 1.5%. Це відхилення складає помилку 1 і 2 роду.

$$\alpha = 1.5\%, \beta = 1.5\%$$

Визначимо вірогідність контролю:

$$P = 1 - (\alpha + \beta) = 1 - (0.15 + 0.15) = 0.97$$

Вірогідність контролю складає 97%.

## Висновки

В даному дипломному проекті було розглянуто метод діагностики печінки людини. Спроектовано конструкцію ультразвукового перетворювача для дослідження печінки людини. Глибина зондування даного датчика від 30 см при робочій частоті 5 МГц. У ході аналітичного огляду ми розглянули гепатобіліарну систему, особливості її дослідження та характеристики фазованих антенних ґраток.

Для обраного типу датчика були проведені усі необхідні розрахунки його геометричних розмірів та акустичних параметрів і розроблені структурна, функціональна, принципова схеми, складальне креслення та алгоритм роботи.

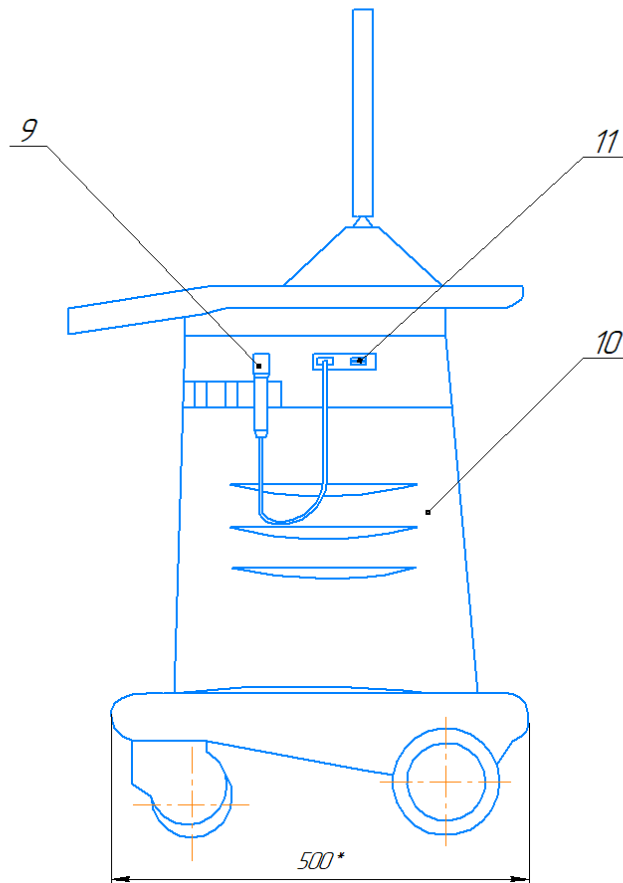
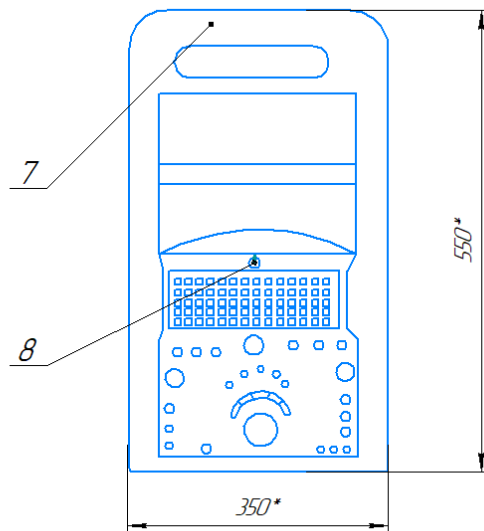
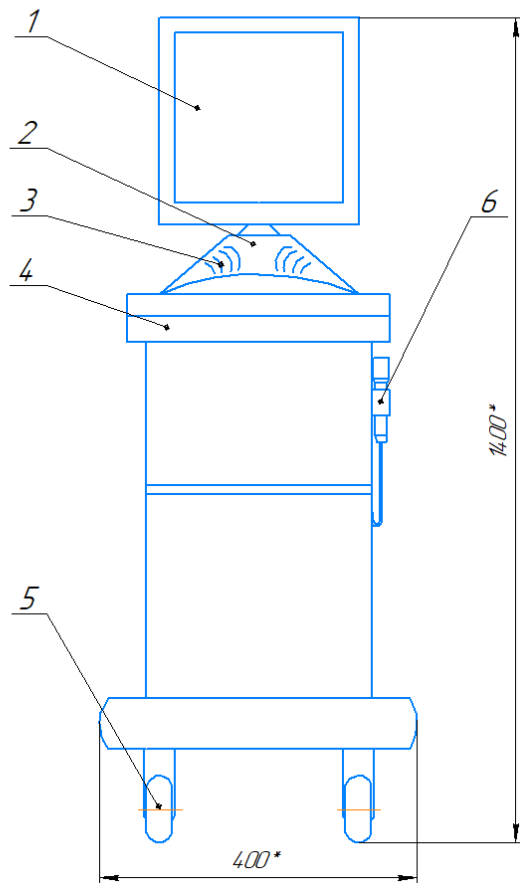
Для розробленої системи був проведений розрахунок надійності, і було визначено, що при напрацюванні системи 1000 годин ймовірність безвідмовної роботи становить 1,4. Оскільки найскладнішою частиною системи є вхідний аналоговий тракт, то саме цей елемент є найненадійнішим. Тому для збільшення надійності системи рекомендується резервування саме цього блоку.

В технологічному розділі проведено відпрацювання конструкції приладу на технологічність, виконаного розрахунок точності складання ультразвукового випромінювача методом неповної взаємозамінності, а також було розроблено технологічний процес складання та розрахунок надійності роботи системи.

### Список використаної літератури

1. Козырев, М. А. Заболевания печени и желчных путей: учеб. пособие / М. А. Ко-зырева. — Минск: Бел. наука, 2002. — 120 с.
2. Хилл К., МиллерЭ. Применение ультразвука в медицине. Физ. Основы ;. --М.: Мир, 1989,-с.256
3. Гаврилов, Л. Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. — М.: Фазис, 2013. —656 с. — 978-5-7036-0131-2.
4. Неотложная хирургия органов брюшной полости: учебное пособие / под ред. В. В. Леванович. — М., 2007. — 288 с.
5. Терещенко М. Ф., Стельмах Н. В., Осадчий О. В. Біофізика. – 2008.
6. Хирургические болезни: учебник / В. С. Савельев [и др.]; под ред. В. С. Са-вельева + CD: в 2 т. — М., 2008. — Т. 1. — 608 с., Т. 2. — 400 с.
7. Эльпинер И.Е.,Каюшина Л.П.,Райской Н.А. Ультразвук. Физико-химическое и биологическое действие;- М.: Государственное издательство физико-математической литературы, 1963,-с.322
8. Вождаєнко А. Ю., Терещенко М. Ф., Стельмах Н. В. Моделювання реакції нервової системи людини в різних функціональних станах. – 2018.
9. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. — М.: Видар, 1999, - с.233.
- 10.Цапенко В.К. Характеристики направленности излучения ультразвуковых волн. —К.: , 2003.
- 11.Викторов Н.В., Викторова Т.Ю. Ультразвук И Медицина-М.:2006,-с.144
- 12.Логинов А.С., Клиническая морфология печени. М.:медицина, 1985 – 240 с.
- 13.Румбешта В. О. Технологія складання, регулювання та випробування приладів / В. О. Румбешта. – Київ, 2013. – 360 с.

## ДОДАТКИ



Діапазон частот, МГц	1-13
Максимальна глибина проникнення променя, см	36
Динамічний діапазон, дБ	210
Максимальна частота кадрів, кадр	500
Вага установки, кг	70

1. Рідинно-кристалічний монітор;
2. Підставка для монітору;
3. Аудіо колонки;
4. Панель керування;
5. Колеса;
6. Тримач;
7. Ручка;
8. Вилка живлення;
9. Ультразвуковий датчик;
10. Платформа;
11. USB роз'єми.

\* Розміри для довідок

ДПБ.ПБ-351.1702.001 СК				Лист			Масса	Мощность
Прилад								15
ультразвукової діагностики				Лист			Листов	1
НТУУ "КПІ" ПБФ								



КОМПАС-3D v17.1 Учебная версия © 2017 ООО "АСКОН-Системы проектирования", Россия. Все права защищены.

Справ. №

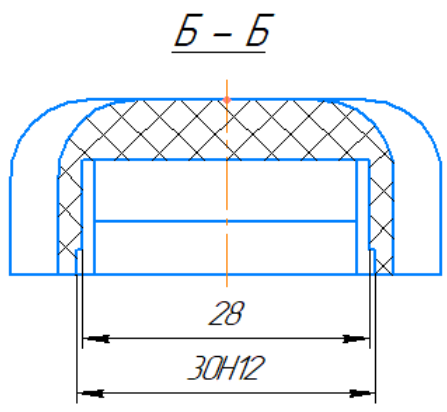
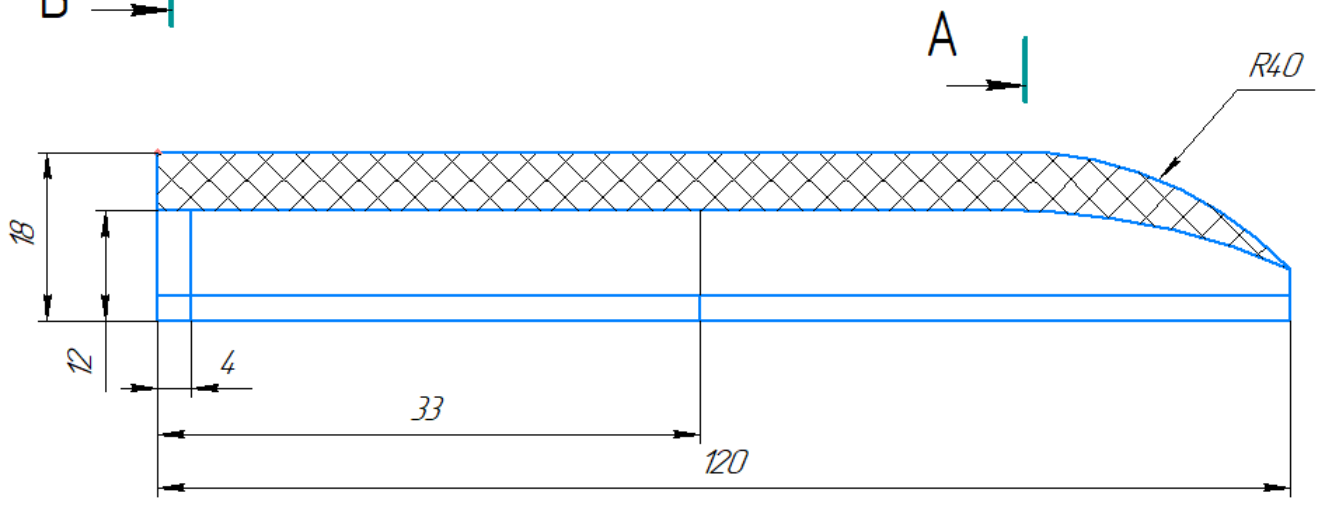
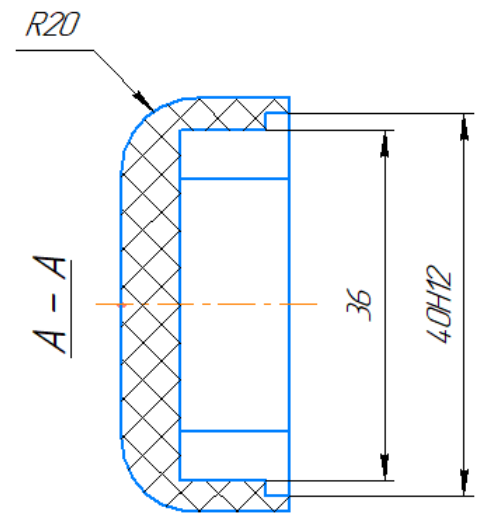
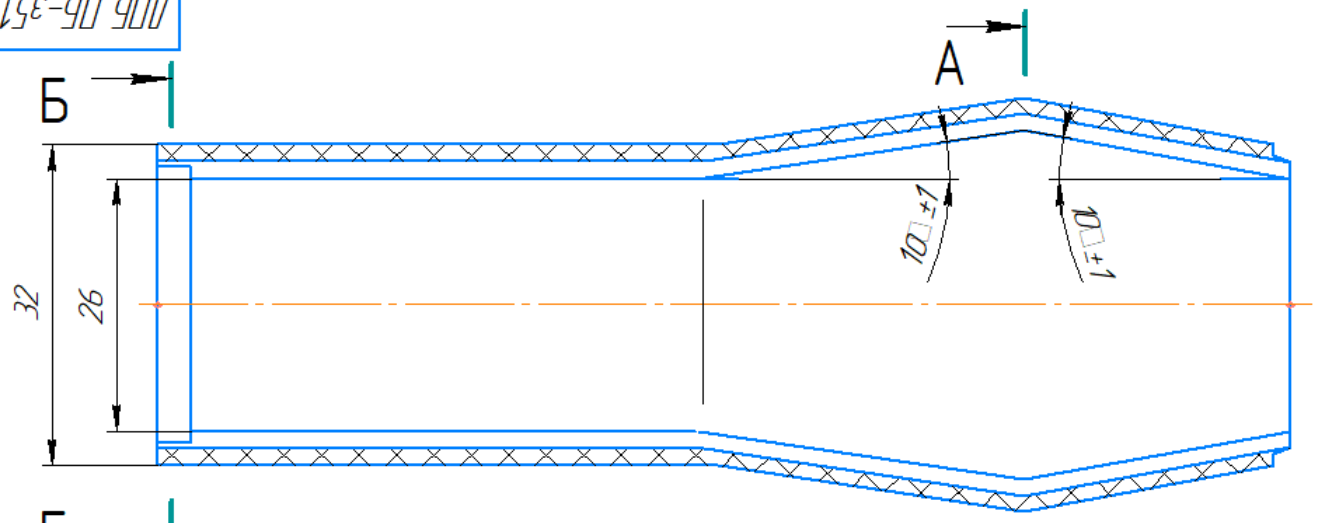
Подп. и дата

Взам. инв. №

Подп. и дата

Инв. № подл.

ДПБ ПБ-351.1702.004.02

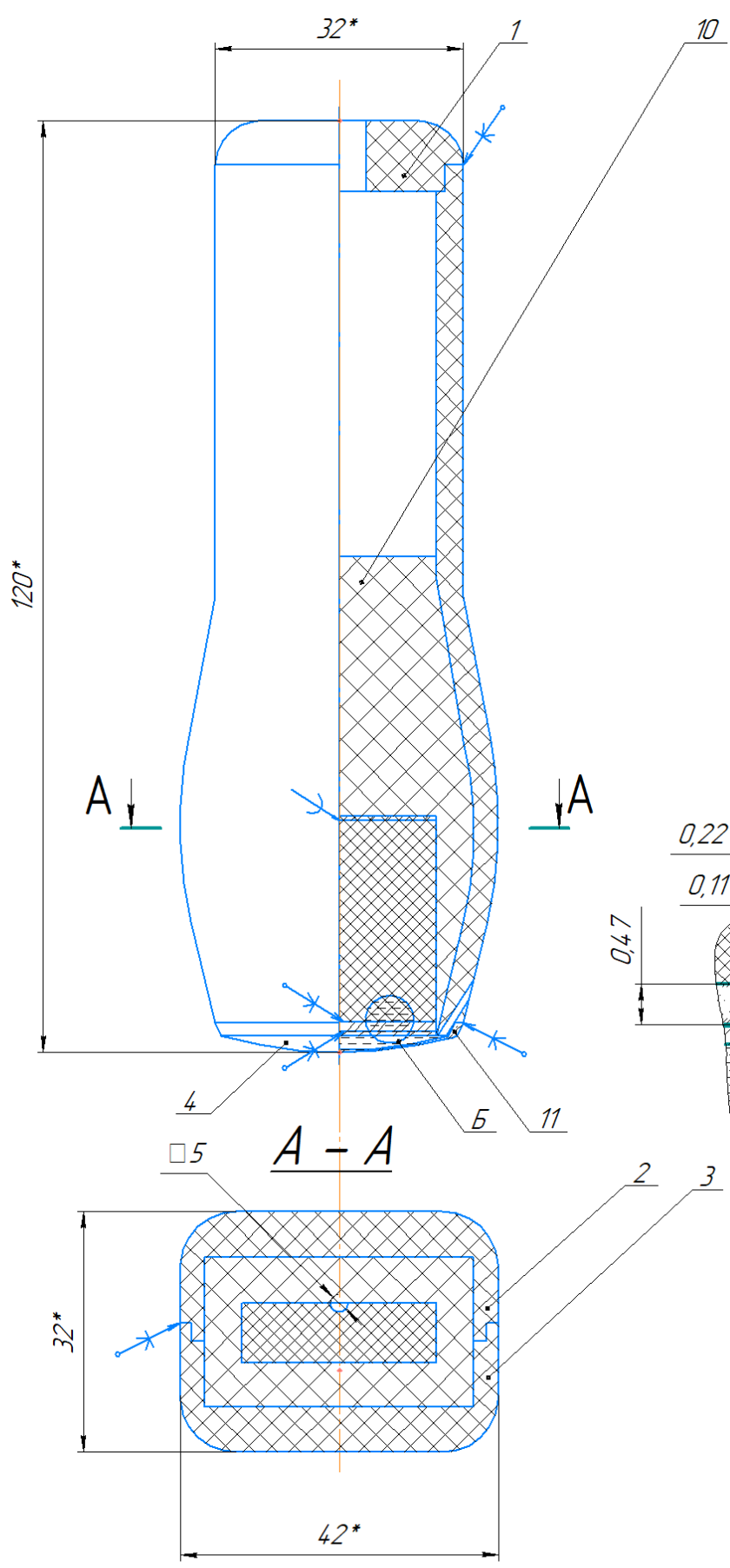


1 Невказані радіуси скруглення – 15 мм

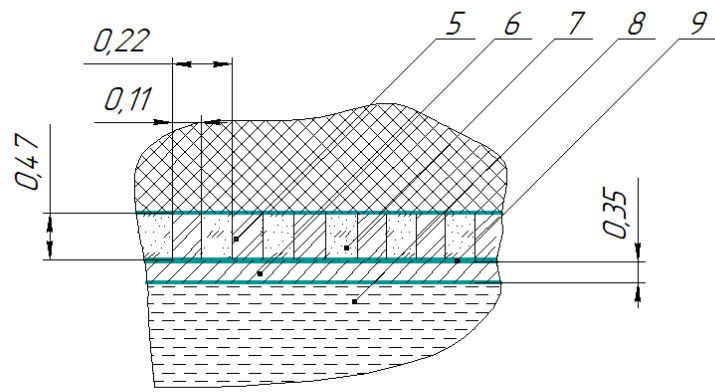
					ДПБ ПБ-351.1702.004.02		
					Корпус		
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лист	Масса	Масштаб
Разраб.		Колонієць В.С.					5:1
Пров.		Стельмах Н.В.					
Т.контр.					Лист	2	Листов
Н.контр.					Полістирол УПМ 0508		
Утв.					ГОСТ 28250-89		
					НТУУ "КПІ"		
					ПБФ ВП		
					Формат А3		



ДПБ ПБ-3511702.004 СК



Б (10:1)



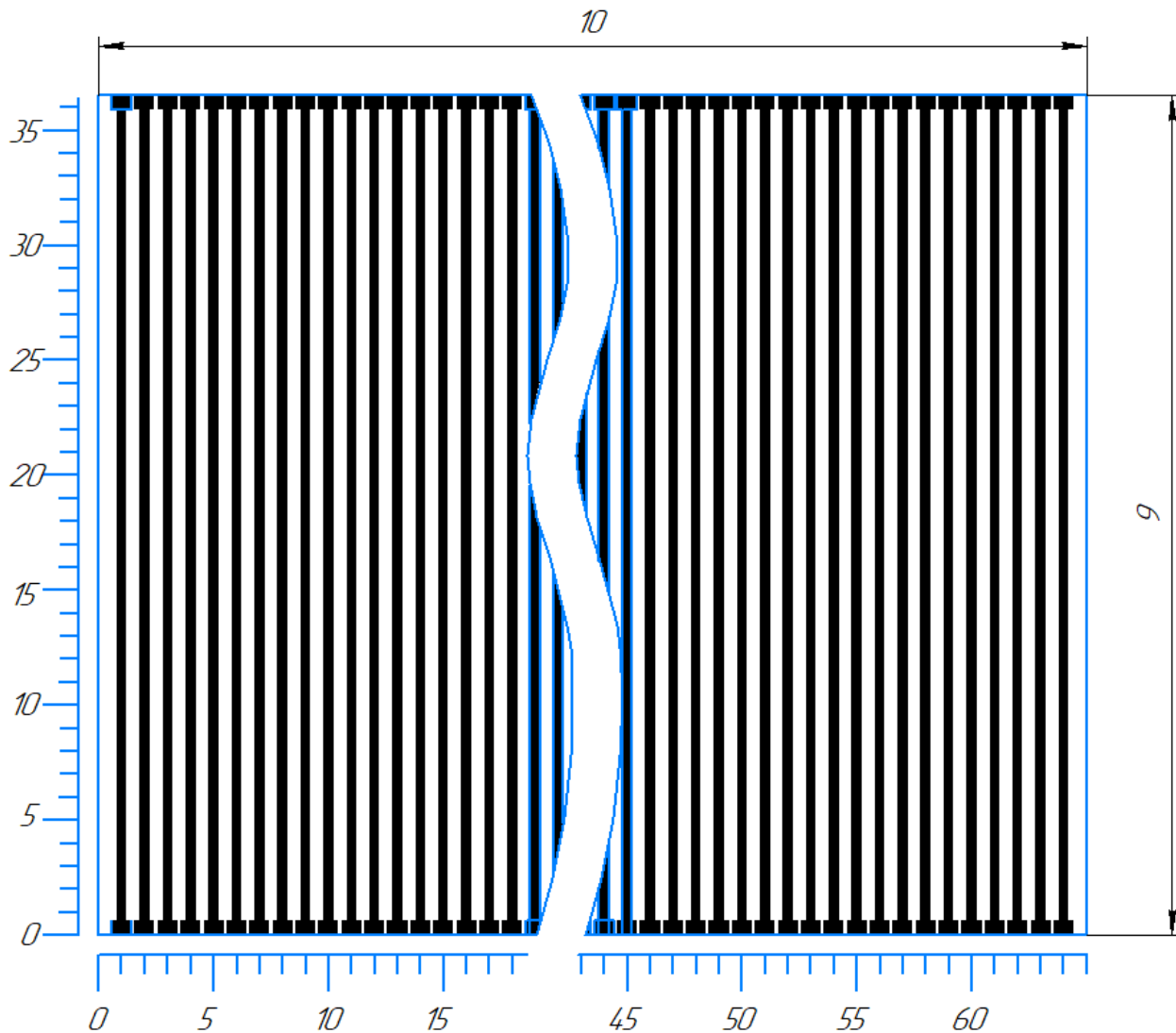
- 1 \*Размеры для довідок
- 2 П'ясти припаяв ПОС-74 ГОСТ21931-76
- 3 Позначені місця з'єднання деталей проклеїти клеєм ВК-9 ГОСТ 12172-74
- 4 Залити на 1/2 порожнину корпусу компаундом
- 5 Через отвір залити акустичну рідину шприцем
- Отвір залити епоксидною смолою

КОМПАС-3D v17.1. Усебная версия © 2017 ООО "АСКОН-Системы проектирования", Россия. Все права защищены.  
Изд. № 001  
Взам. инв. №  
Лист  
Листов  
Подп. и дата  
Изд. № 001  
Взам. инв. №  
Лист  
Листов  
Подп. и дата

ДПБ ПБ-351.1702.004 СК				Ультразвуковий перетворювач		
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лист	Масса
Разраб.	Колотилець В.С.					Масштаб
Проб.	Степанов Н.В.					4:1
Т.контр.					Лист	Листов
Н.контр.					НТУУ "КПІ"	
Утв.					ПБФ ВП	
Не для коммерческого использования				Копировал	Формат А2	

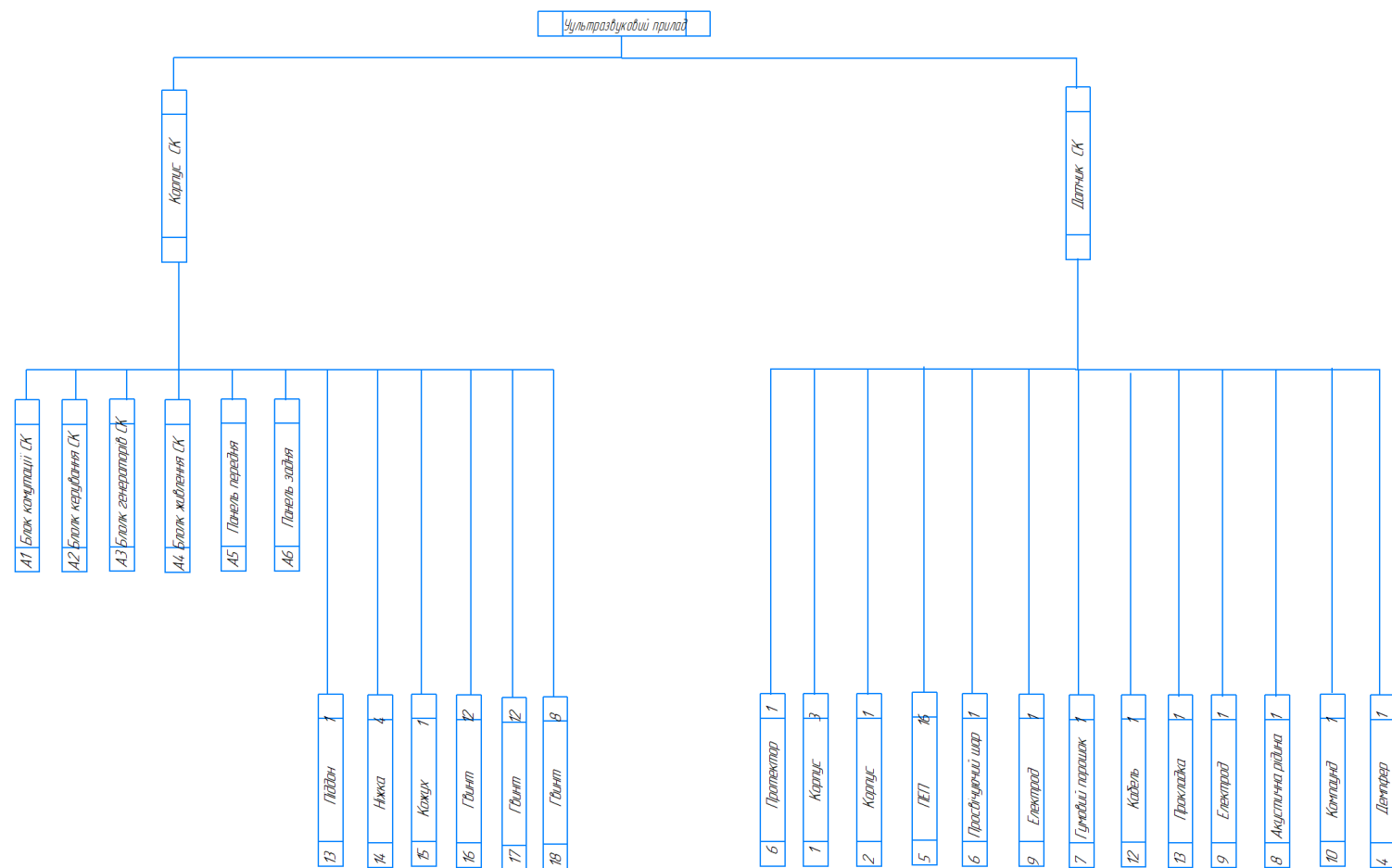
ДПБ ПБ-351.1702.004.04

1/1

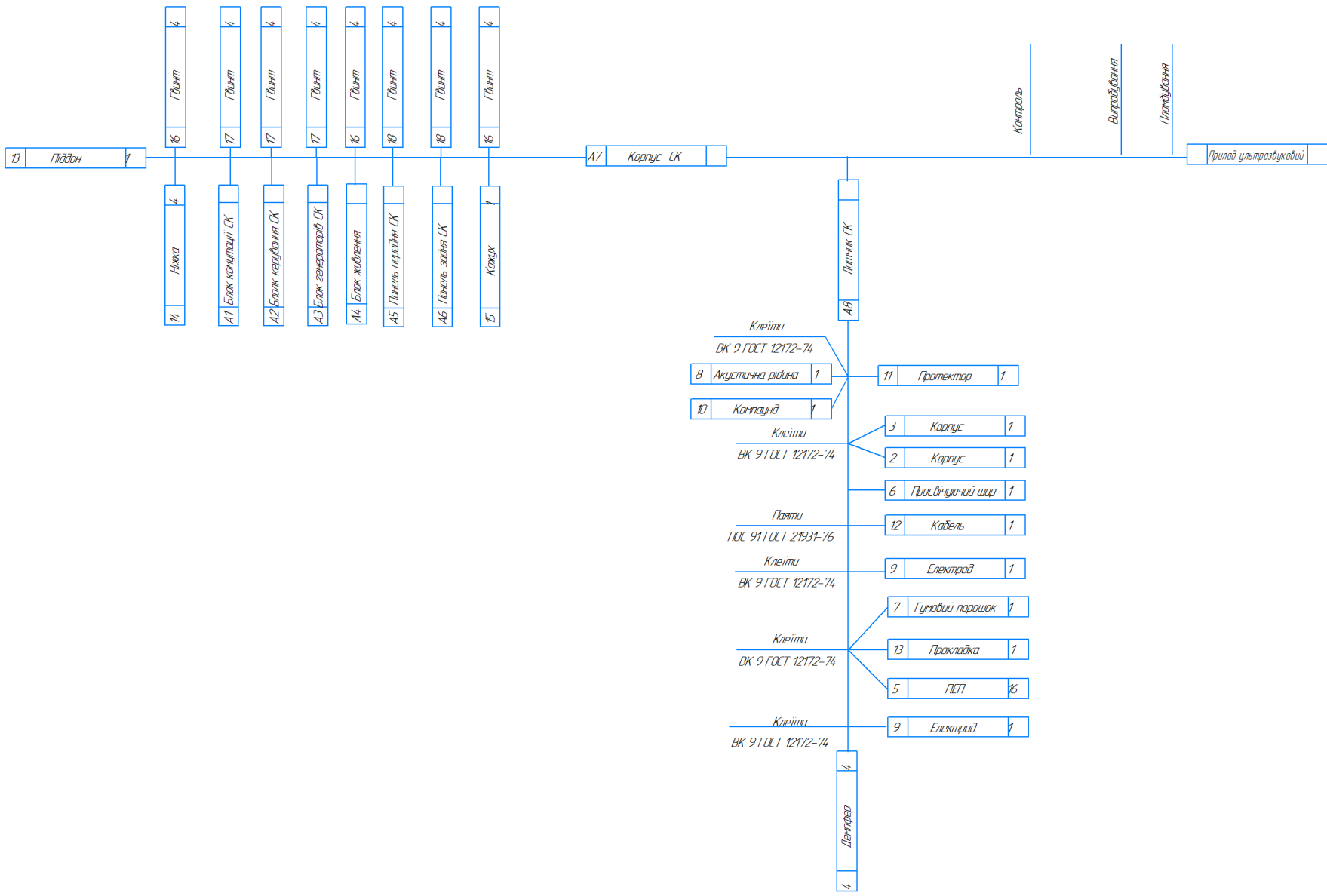


1. Основний крок координатної сітки 0,15 мм

					ДПБ ПБ-351.1702.004.04					
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата			Лист	Масса	Масштаб	
Разраб.		Колонієць В.С.			Друкована плата				2:1	
Проб.		Степелях Н.В.								
Т.контр.							Лист	1	Листов	1
Н.контр.					Текстоліт МКФ/Л 34-1025		НТУУ "КПІ"			
Утв.							ПБФ ВП			



						ДПБ ПБ-3511702.005 СХ											
Ім'я	Код	Лист	Місяць	Рік	Відео	<table><tr><td>Станов</td><td>Маса</td><td>Місяць</td></tr><tr><td></td><td></td><td>11</td></tr><tr><td>Лист</td><td colspan="2">Лист</td></tr></table>			Станов	Маса	Місяць			11	Лист	Лист	
Станов	Маса	Місяць															
		11															
Лист	Лист																
Розробка						Прилад для дослідження											
Діагностика						гелоподілярної системи людини											
Тестування						Схема складального складу											
Монтаж						каф. ВП											



						ДПБ ПБ-351.1702.006 СК			
Мзм	Колуч	Лист	МВЗ	Подп	Дата	Прилад для дослідження гепатодіагностичної системи лодину	Статус	Масса	Масштаб
Разраб			Коломєць В.С.						1:1
Проб			Степанів П.В.				Лист	Листов	
Т.лантер						Технологічна схема складання			каф. ВП
Н.контр									
Знак									

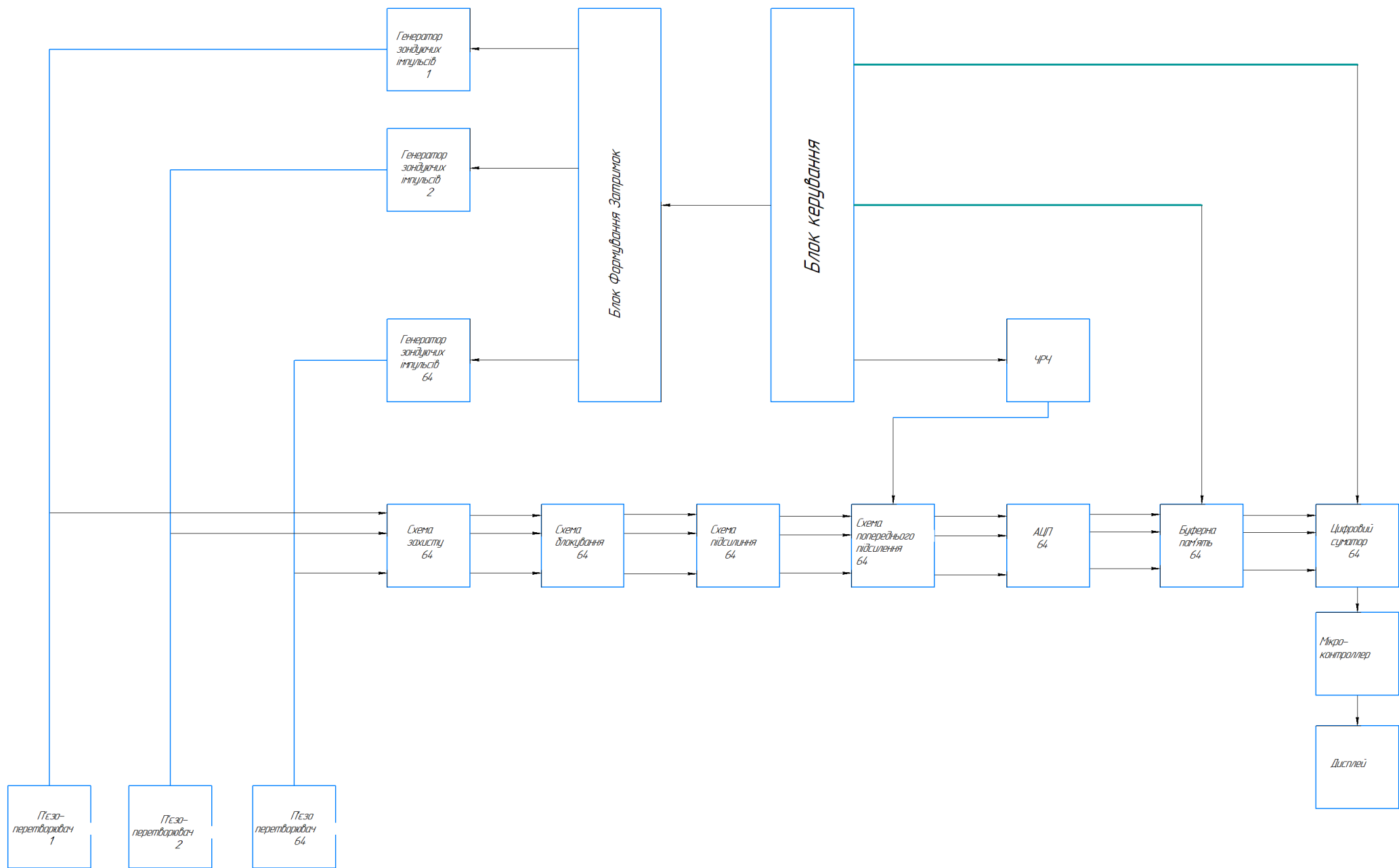
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
------	------	----------	-------	------

Пров.	Стельмах
-------	----------

Умб.

*Лустов*

ИТУУ "КПИ"  
ПФФ ВП



				ДПБ.ПБ-351.1702.002 СХ			
				Прилад			
				ультразвукової діагностики			
				схема структурної електричної			
				НТУУ "КПІ"			

